



Joana Mendes da Cruz

Licenciatura em Engenharia Biomédica – Ramo de
Biomecânica

Caracterização de Fios para Aplicação em Ortodontia com Comportamento Superelástico

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em
Engenharia de Materiais

Orientador: Francisco Manuel Braz Fernandes,
Dr., FCT/UNL

Co-orientadora: Rafaella Cristina Araújo Magalhães,
MSc, UFRJ

Júri:

Presidente: Prof. Doutor Rui Jorge Cordeiro Silva
Arguente: Prof. Doutor Alexandre José da Costa Velhinho
Vogais: Prof. Doutor Francisco Manuel Braz Fernandes
Mestre Rafaella Cristina Araújo Magalhães



FACULDADE DE
CIÊNCIAS E TECNOLOGIA
UNIVERSIDADE NOVA DE LISBOA

Setembro 2013

Joana Mendes da Cruz

Licenciatura em Engenharia Biomédica – Ramo de
Biomecânica

**Caracterização de Fios para Aplicação
em Ortodontia com Comportamento
Superelástico**

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em
Engenharia de Materiais

Orientador: Francisco Manuel Braz Fernandes,
Dr., FCT/UNL

Co-orientadora: Rafaella Cristina Araújo Magalhães,
MSc, UFRJ

Júri:

Presidente: Prof. Doutor Rui Jorge Cordeiro Silva
Arguente: Prof. Doutor Alexandre José da Costa Velhinho
Vogais: Prof. Doutor Francisco Manuel Braz Fernandes
Mestre Rafaella Cristina Araújo Magalhães



FACULDADE DE
CIÊNCIAS E TECNOLOGIA
UNIVERSIDADE NOVA DE LISBOA

Setembro 2013

Copyright © Joana Mendes da Cruz, 2013

A Faculdade de Ciências e Tecnologia e a Universidade Nova de Lisboa têm o direito, perpétuo e sem limites geográficos, de arquivar e publicar esta dissertação através de exemplares impressos reproduzidos em papel ou de forma digital ou por qualquer outro meio conhecido que venha a ser inventado, e de a divulgar através de repositórios científicos e de admitir a sua cópia e distribuição com objectivos educacionais ou de investigação, não comerciais, desde que seja dado crédito ao autor e editor.

Agradecimentos

Gostaria de agradecer, em primeiro lugar, aos meus orientadores: Professor Doutor Braz Fernandes e Doutora Rafaella Magalhães. O apoio, dedicação e interesse que demonstraram ao longo de todas as etapas deste trabalho bem como a total disponibilidade para esclarecer todas as dúvidas que surgiram foram indispensáveis na concretização da presente dissertação. A visita à clínica Spa da Boca, os esclarecimentos relacionados com a área da Medicina Dentária e o fornecimento de grande parte dos acessórios e material ortodôntico utilizado foram uma mais-valia na união entre a Engenharia e a Ortodontia.

Presto agradecimento ao projecto *NiTi-Fail – Avaliação do risco de fractura em limas endodônticas de Ni-Ti durante o seu uso clínico (PTDC/EME-PME/122795/2010)* pela disponibilização dos fios de Ni-Ti que permitiram incluir no presente estudo a análise de fios não especificados para Ortodontia.

À Sra. Elizabeth Marinho, agradeço a sua intervenção enquanto representante da *Ormco*, que possibilitou a doação dos fios *Niti Preformed archwires* utilizados ao longo do presente trabalho.

À Sra. Fernanda Porto, agradeço a sua intervenção enquanto representante da *3M Unitek*, que possibilitou a doação dos *brackets Victory Series Miniature Metal Brackets* e *Smartclip SL3*, utilizados no modelo da arcada dentária.

Agradeço ao Professor Doutor Rui Silva, pelas análises SEM e EDS realizadas.

Ao Eng. João Pedro Oliveira, pela amizade, motivação e apoio incondicional.

À Armanda Matos Neves que, ao longo deste 6 anos, me acompanhou nesta jornada académica desde o primeiro dia; o meu profundo agradecimento pela sua amizade.

Aos meus pais e avó pela compreensão, incentivo e apoio que proporcionaram-me ser quem sou hoje.

Ao meu irmão, *the wise man*.

Ao Daniel Barradas. A estabilidade emocional, o carinho e apoio que me proporcionou ao longo destes 5 anos foram indispensáveis, não só na concretização deste trabalho como no meu percurso académico.

Resumo

No presente trabalho foi realizada a caracterização de:

(1) fios ortodônticos superelásticos de Ni-Ti de duas marcas comerciais, *Dentaurum* e *Ormco* de secção rectangular 0,46 x 0,64mm²,

(2) fios de Ni-Ti não especificados para Ortodontia mas cujas características os tornam potencialmente aptos para aplicação ortodôntica, tendo sido seleccionados 3 tipos de fios de secção circular fornecidos pela *Euroflex* ($\varnothing=0,200\text{mm}$ e $\varnothing=0,240\text{mm}$) e pela *Memry* ($\varnothing=0,381\text{mm}$); os fios com potencialidade para aplicação em Ortodontia foram ainda submetidos a dois tratamentos térmicos (450°C durante 10 e 30 minutos) de modo a comparar o desempenho mecânico dos mesmos.

Através da análise DSC foram determinadas as temperaturas de início e fim das transformações de fase, o que permitiu verificar qual a fase predominante às temperaturas ambiente e intra-oral. O comportamento superelástico foi analisado através de ensaios de tracção clássicos. Ensaios de flexão em 3 pontos que incluíram *brackets* na sua montagem permitiram comparar não só o desempenho dos fios ortodônticos, como também validar a adequação clínica dos fios com potencial aplicação ortodôntica. Estes ensaios revelaram que os fios da *Ormco*, em comparação com os fios da *Dentaurum*, apresentam forças inferiores para o patamar correspondente à transformação inversa. Os fios da *Memry*, quer no estado como recebido, quer tratados termicamente, revelaram-se aptos para uma eventual aplicação em fios ortodônticos. O fio da *Euroflex* ($\varnothing=0,200\text{mm}$) carece de tratamentos térmicos que eliminem o efeito de encruamento e mantenham o fio austenítico à temperatura ambiente. Para ambos os fios da *Euroflex* deverá ser validada a sua adequação à sua prática ortodôntica através de ensaios de flexão com recurso a um aprisionamento fio-*bracket* que se adeque ao seu diâmetro reduzido.

É discutido o problema do escorregamento do fio ao longo dos *brackets* evidenciado nos ensaios de flexão e atrito fio-*bracket* em função das diferentes combinações fio-*bracket*-aprisionamento.

Palavras-Chave: fios ortodônticos, Ni-Ti, superelasticidade, *brackets*, caracterização mecânica, DSC

Abstract

In this study, the following group of materials was characterized:

(1) superelastic Ni-Ti orthodontic wires from two distinct commercial brands, *Dentaurum* and *Ormco*, with a 0,46 x 0,64 mm² cross-section,

(2) wires that are not specified for orthodontic treatment, although their characteristics make them potentially suitable for the orthodontic field. In these conditions, 3 different circular section wires were selected from the manufacturers *Euroflex* (Ø 0,200mm and Ø 0,240mm) and *Memry* (Ø 0,381mm). These wires were heat treated (450°C during 10 and 30 minutes) to compare the effect of heat treatments on their mechanical behavior.

The determination of phase transformation temperatures along with the identification of the predominant phase material at room and intraoral temperatures were accomplished by DSC analyses. The superelastic behavior was analyzed through tensile tests. Three-point bending tests which included brackets in their assembly designs were performed to compare the behavior of the orthodontic wires and study the clinical potential of the other wires under study. These results showed lower forces corresponding to the reversible phase transformation plateau of the *Ormco* wires when compared to the *Dentaurum* wires. As received and heat treated *Memry* wires results showed that they are able for a potential orthodontic application. The *Euroflex* wire (Ø 0,200mm) needs to be heat treated in order to eliminate the work-hardening effect and bring the wire to austenitic phase at room temperature. The potential application of both *Euroflex* wires in orthodontics need to be proven through bending tests that include a wire-bracket ligation suitable for their reduced diameter.

It is also discussed the wire slip inside the brackets shown during bending and friction tests, depending on the different wire-brackets-ligation combinations.

Key-words: orthodontic wires, Ni-Ti, superelasticity, brackets, mechanical characterization, DSC

Abreviaturas e Nomenclaturas

Af – Temperatura de fim da transformação em austenite

As – Temperatura de início da transformação em austenite

DRX – Difracção de raios-X

DSC – Calorimetria Diferencial de Varrimento

EDS – Espectroscopia por Dispersão de Energia

$E\sigma_A$ – Espraiamento da transformação em austenite (em tensão)

$E\sigma_M$ – Espraiamento da transformação martensítica (em tensão)

F_{Af} – Força para a qual a transformação em austenite é finalizada

F_{As} – Força para a qual a transformação em austenite tem início

H – Histerese das transformações em tensão

Mf – Temperatura de fim da transformação martensítica

Ms – Temperatura de início da transformação martensítica

Rf – Temperatura de fim da transformação em fase-R

Rs – Temperatura de início da transformação em fase-R

SE – Superelasticidade/ superelástico

SEM – Microscopia Electrónica de Varrimento

σ^{Af} – Tensão para a qual a transformação em austenite é finalizada

σ^{As} – Tensão para a qual a transformação em austenite tem início

σ^{Mf} – Tensão para a qual a transformação martensítica é finalizada

σ^{Ms} – Tensão para a qual a transformação martensítica tem início

σ_s – Tensão de início de desmaclagem

σ_f – Tensão de fim de desmaclagem

ΔH – Variação de entalpia

θ – Ângulo de *Bragg*

Índice de Conteúdos

Agradecimentos.....	iii
Resumo.....	v
Abstract	vii
Abreviaturas e Nomenclaturas	ix
Índice de Figuras	xv
Índice de Tabelas.....	xix
Índice de Gráficos	xxiii
Objectivos	1
1. Revisão Bibliográfica	3
1.1 Introdução.....	3
1.1.1 Oclusão Dentária.....	3
1.1.2 Identificação das Maloclusões	4
1.1.3 Importância da Ortodontia na Correção das Maloclusões	8
1.1.4 O Fio Ortodôntico e os Seus Requisitos	9
1.1.4.1 Fio Ortodôntico de Ni-Ti: Características Gerais	11
1.2 Ligas de Ni-Ti	13
1.2.1 Transformação Martensítica e Temperaturas de Transformação	13
1.2.2 Transformação Induzida por Tensão, Efeito de Memória de Forma e Superelasticidade	16
1.2.3 Relevância do Efeito de Memória de Forma e Comportamento Superelástico no Tratamento Ortodôntico	20
1.2.3.1 Subdivisões dos Fios Ortodônticos de Ni-Ti.....	20
1.2.4 Caracterização dos Fios de Ni-Ti	22
1.2.4.1 Determinação das Temperaturas de Transformação	22
1.2.4.2 Tratamentos Térmicos	23
1.2.4.3 Comportamento em Flexão	25
1.2.4.4 Esterilização dos Fios Ortodônticos	28

2. Materiais e Métodos	29
2.1 Materiais	29
2.2 Técnicas de Caracterização	31
2.2.1 DSC	31
2.2.2 DRX	34
2.2.3 Caracterização mecânica	35
2.2.3.1 Ensaio de Tracção	35
2.2.3.2 Ensaio de Flexão	37
2.2.3.2.1 Ensaio de Flexão em 3 Pontos Modificado	37
2.2.3.2.2 Ensaio de Flexão em Modelo da Arcada Dentária	46
2.2.4 Atrito Fio- <i>Bracket</i>	48
2.2.5 SEM	49
2.3 Tratamentos Térmicos	49
3. Apresentação e Análise dos Resultados Experimentais	51
3.1. Fios Ortodônticos	51
3.1.1 Transformações de Fase	51
3.1.2 Topografia Superficial dos Fios	55
3.1.3 Caracterização mecânica	56
3.1.3.1 Ensaio de Tracção	56
3.1.3.2 Ensaio de Flexão	58
3.1.3.2.1 Ensaio de Flexão em 3 Pontos Modificado	58
3.1.3.2.1.1 Modelo 1	58
3.1.3.2.1.2 Modelo 2 (<i>Bracket Morelli</i>)	60
3.1.3.2.1.3 Modelo 2 (<i>Bracket Dentaurem</i>)	63
3.1.3.2.1.4 Modelo 2: Variação dos <i>brackets</i> e aprisionamento elastomérico	64
3.1.3.2.2 Ensaio de Flexão em Modelo da Arcada Dentária	67
3.1.4 Atrito Fio- <i>Bracket</i>	69
3.1.5 Simulação do Processo de Esterilização	72

3.1.6 Tratamentos Térmicos do Fio Ortodôntico da <i>Dentaurum</i>	73
3.2 Fios Com Potencial Aplicação Ortodôntica	74
3.2.1 Transformações de fase	74
3.2.2 Topografia Superficial dos Fios	78
3.2.3 Caracterização Mecânica	79
3.2.3.1 Ensaio de Tracção	79
3.2.3.2 Ensaio de Flexão	84
3.2.3.2.1 Ensaio de Flexão em 3 Pontos Modificado	84
3.2.3.2.1.1 Modelo 1	84
3.2.3.2.1.2 Modelo 2	87
3.2.4 Atrito Fio- <i>Bracket</i>	92
4. Conclusões.....	97
5. Perspectivas Futuras.....	99
6. Referências Bibliográficas	101
Anexos	I
Anexo A - Resultados DSC	I

Índice de Figuras

Figura 1.1 – Exemplo de oclusão normal.....	4
Figura 1.2 – Relação mesiodistal dos primeiros molares das arcadas superior e inferior.....	5
Figura 1.3 – Esquematização das classes I (A), II (B) e III (C) relativamente às relações dentofaciais, nomeadamente posição dos primeiros molares, posição dos incisivos e posicionamento da maxila e mandíbula.....	6
Figura 1.4 – (a) Exemplo de montagem dos elásticos ortodônticos em forma de “8”. Esta montagem melhora o aprisionamento entre o fio e os <i>brackets</i> , no entanto levanta questões relativamente ao atrito entre o fio e os elásticos. (b) Ampliação que demonstra, de forma mais clara, este tipo de aprisionamento.....	9
Figura 1.5 – Representação esquemática das transformações de fase induzidas pela acção da temperatura num sistema livre de tensões.....	15
Figura 1.6 – Curva σ - ϵ representativa da deformação superelástica da austenite.....	16
Figura 1.7 – Diagrama que expressa a relação tensão-temperatura.....	18
Figura 1.8 – Curva σ - ϵ onde a tensão crítica é ultrapassada o que resulta na não recuperação da deformação aquando da descarga.....	19
Figura 1.9 – Representação esquemática do efeito de memória de forma.....	20
Figura 1.10 – Ensaio de DSC característico de uma liga de Ni-Ti.....	23
Figura 1.11 - Representação das diferentes montagens dos ensaios de flexão em 3 pontos referidas na literatura. (a) Representação descrita na norma ISO 15841 (2006) onde o fio se encontra simplesmente apoiado; (b) Representação da montagem com inclusão de 2 <i>brackets</i> (<i>self-ligating</i>) para apoio do fio ortodôntico; (c) Representação da montagem com a inclusão de 4 <i>brackets</i> (<i>self-ligating</i>).....	25
Figura 1.12 - Representação da montagem com inclusão de 3 <i>brackets</i> (<i>self-ligating</i>) para apoio do fio ortodôntico e ponto de aplicação da força.....	27
Figura 2.1 - Fio ortodôntico superelástico de secção rectangular sob a forma de arco utilizado no presente estudo.....	29

Figura 2.2 – (a) Vista geral do equipamento DRX. (b) Porta-amostras da câmara para a realização do ensaio DRX com montagem utilizada no ensaio. (c) Interior da câmara TTK-450 com porta-amostras montado.....	35
Figura 2.3 – Arco ortodôntico onde se identifica o segmento mais rectilíneo do mesmo, utilizado nos ensaios.....	36
Figura 2.4 – Montagens utilizadas nos ensaios de flexão em três pontos modificados (a) modelo 1 e (b) modelo 2 com fio aprisionado. A seta, em ambos os modelos, indica o ponto de aplicação da força.....	38
Figura 2.5 – Modelo modificado das distâncias <i>interbracket</i> segundo Wilkinson [61].....	38
Figura 2.6 – Montagem para ensaio de flexão com recurso ao modelo 2 onde a carga é aplicada no <i>bracket</i>	40
Figura 2.7. – Diagrama de forças correspondentes aos esforços verificados aquando da realização dos ensaios de flexão com recurso ao modelo 1 (à esquerda); destaque do triângulo rectângulo assinalado no diagrama de forças (à direita).....	42
Figura 2.8 – Diagrama de forças correspondentes aos esforços verificados aquando da realização dos ensaios de flexão com recurso ao modelo 2 (à esquerda); destaque do triângulo rectângulo assinalado no diagrama de forças (à direita).....	43
Figura 2.9 – Esquema representativo das componentes intervenientes no cálculo das extensões para os ensaios de flexão realizados no modelo 1; destaque do triângulo rectângulo assinalado no esquema das componentes intervenientes no cálculo das extensões (à direita).....	44
Figura 2.10 – Esquema representativo das componentes intervenientes no cálculo das extensões para os ensaios de flexão realizados no modelo 2; destaque do triângulo rectângulo assinalado no esquema das componentes intervenientes no cálculo das extensões (à direita).....	45
Figura 2.11 – Representação da montagem utilizada na realização dos ensaios de flexão com recurso ao modelo de simulação da arcada dentária.....	47
Figura 2.12 – Montagem a partir da qual os ensaios atrito fio- <i>bracket</i> foram executados.....	48
Figura 3.1 – Análise DRX do fio ortodôntico <i>Dentaurum</i>	53
Figura 3.2 – Análise DRX do fio ortodôntico <i>Dentaurum</i>	54
Figura 3.3 – Análise SEM do fio ortodôntico <i>Dentaurum</i> . Imagens ampliadas a 200, 1000, 3000 e 5000 vezes	55

Figura 3.4 – Análise SEM do fio ortodôntico <i>Ormco</i> . Imagens ampliadas a 200, 1000, 3000 e 5000 vezes	56
Figura 3.5 – Representação da forte componente de escorregamento derivada da quantidade de fio a passar ao longo dos <i>brackets</i> , aliada ao comportamento superelástico típico dos fios em estudo.....	62
Figura 3.6 – Análise SEM do fio <i>Euroflex</i> ($\varnothing=0,200\text{mm}$). Imagens ampliadas a 1000 e 2000 vezes.....	78
Figura 3.7 – Análise SEM do fio <i>Euroflex</i> ($\varnothing=0,240\text{mm}$). Imagens ampliadas a 1000 e 2000 vezes	78
Figura 3.8 – Análise SEM do fio <i>Memry</i> ($\varnothing=0,381\text{mm}$). Imagens ampliadas a 1000 e 2000 vezes	79

Índice de Tabelas

Tabela 1.1 – Desvios verificados nas posições individuais dos dentes segundo a descrição de Lischer.....	7
Tabela 1.2 – Movimentos dentários e forças óptimas correspondentes à concretização do tratamento ortodôntico.....	10
Tabela 1.3 - Rigidez obtida para ensaios de flexão em três pontos segundo a montagem da norma ISO 15841 (2006) para fios de aço inoxidável (E=170 GPa).....	26
Tabela 1.4 - Rigidez obtida por Ferreira para ensaios de flexão em três pontos com <i>brackets</i> de larguras de 2,4 mm, 3,0 mm e 3,6 mm.....	26
Tabela 1.5 – Resultados do estudo de Lombardo.....	27
Tabela 2.1 - Características dos fios ortodônticos de Ni-Ti em estudo.....	29
Tabela 2.2 - Composição dos fios ortodônticos.....	29
Tabela 2.3 - Características dos fios de Ni-Ti com potencial aplicação ortodôntica em estudo..	30
Tabela 2.4 – <i>Brackets</i> convencionais e <i>self-ligating</i> utilizados nos ensaios de flexão e atrito fio- <i>bracket</i>	30
Tabela 2.5 – Elásticos utilizados nos ensaios de flexão e atrito fio- <i>bracket</i>	30
Tabela 2.6 – Tratamentos térmicos realizados ao fio superelástico da marca <i>Dentaurum</i>	50
Tabela 3.1 – Resultados obtidos através da análise de DSC do <i>software Peak Separation</i> da <i>Netzsch</i> para os fios ortodônticos.....	52
Tabela 3.2 – Análise do comportamento mecânico à tracção dos fios ortodônticos.....	57
Tabela 3.3 – Análise da curva força-deslocamento referente aos ensaios de flexão realizados no modelo 1 para os fios ortodônticos.....	59
Tabela 3.4 – Análise da curva tensão-extensão referente aos ensaios de flexão realizados no modelo 1 para os fios ortodônticos	59

Tabela 3.5 – Análise da curva força-deslocamento (deslocamento máximo correspondente a 2mm) referente aos ensaios de flexão realizados no modelo 2, com recurso a <i>brackets</i> e elásticos da <i>Morelli</i> , para os fios ortodônticos.....	61
Tabela 3.6 – Análise da curva força-deslocamento (deslocamento máximo correspondente a 3mm) referente aos ensaios de flexão realizados no modelo 2, com recurso a <i>brackets</i> e elásticos da <i>Morelli</i> , para os fios ortodônticos.....	62
Tabela 3.7 – Análise da curva força-deslocamento (deslocamento máximo correspondente a 2mm) referente aos ensaios de flexão realizados no modelo 2, com recurso a <i>brackets Dentaurum</i> e elásticos da <i>Morelli</i> , para os fios ortodônticos.....	63
Tabela 3.8 – Análise da curva força-deslocamento (deslocamento máximo correspondente a 3mm) referente aos ensaios de flexão realizados no modelo 2, com recurso a <i>brackets Dentaurum</i> e elásticos da <i>Morelli</i> , para os fios ortodônticos.....	64
Tabela 3.9 – Análise da curva força-deslocamento referente aos ensaios de flexão realizados no modelo 2, para o fio ortodôntico <i>Dentaurum</i> com recurso às combinações (1) <i>brackets</i> e elásticos da marca <i>Dentaurum</i> , (2) <i>brackets</i> da marca <i>Dentaurum</i> e elásticos da marca <i>Morelli</i> e (3) <i>brackets</i> e elásticos da marca <i>Morelli</i> . O deslocamento máximo realizado foi 2mm.....	65
Tabela 3.10 – Análise da curva força-deslocamento referente aos ensaios de flexão realizados no modelo 2, para o fio ortodôntico <i>Dentaurum</i> com recurso às combinações (1) <i>brackets</i> e elásticos da marca <i>Dentaurum</i> , (2) <i>brackets</i> da marca <i>Dentaurum</i> e elásticos da marca <i>Morelli</i> e (3) <i>brackets</i> e elásticos da marca <i>Morelli</i> . O deslocamento máximo realizado foi 3mm.....	66
Tabela 3.11 – Levantamento dos resultados obtidos referentes ao ensaio fio- <i>bracket</i> para fios ortodônticos.....	70
Tabela 3.12 – Resultados obtidos através da análise de DSC do <i>software Peak Separation</i> da <i>Netzsch</i> para os fios com potencialidades ortodônticas no estado como recebido.....	77
Tabela 3.13 – Resultados obtidos através da análise de DSC do <i>software Peak Separation</i> da <i>Netzsch</i> para os fios com potencialidades ortodônticas tratados termicamente.....	77
Tabela 3.14 – Análise do comportamento mecânico à tracção do fio <i>Euroflex</i> ($\varnothing=0,200\text{mm}$) tratado termicamente a 450°C durante 10 minutos.....	80
Tabela 3.15 – Análise do comportamento mecânico à tracção do fio <i>Euroflex</i> ($\varnothing=0,240\text{mm}$) em estado como recebido.....	83

Tabela 3.16 – Análise do comportamento mecânico à tracção do fio <i>Memry</i> ($\varnothing=0,381\text{mm}$) no estado como recebido e tratado termicamente.....	84
Tabela 3.17 – Análise da curva força-deslocamento referente aos ensaios de flexão realizados no modelo 1 para os fios <i>Memry</i> ($\varnothing=0,381\text{mm}$) no estado como recebido e tratado termicamente.....	87
Tabela 3.18 – Análise da curva força-deslocamento (deslocamento máximo correspondente a 2mm) referente aos ensaios de flexão realizados no modelo 2, com recurso a <i>brackets</i> e elásticos da <i>Morelli</i> , para o fio <i>Euroflex</i> ($\varnothing=0,240\text{mm}$) no estado como recebido. O deslocamento máximo realizado foi 2mm.....	89
Tabela 3.19 – Análise da curva força-deslocamento referente aos ensaios de flexão realizados no modelo 2, com recurso a <i>brackets</i> e elásticos da <i>Morelli</i> , para os fios <i>Memry</i> ($\varnothing=0,381\text{mm}$) no estado como recebido, tratado termicamente a 450°C durante 10 minutos e tratado termicamente a 450°C durante 30 minutos. O deslocamento máximo realizado correspondente a 2mm.....	91
Tabela 3.20 – Análise da curva força-deslocamento referente aos ensaios de flexão realizados no modelo 2, com recurso a <i>brackets</i> e elásticos da <i>Morelli</i> , para os fios <i>Memry</i> ($\varnothing=0,381\text{mm}$) no estado como recebido, tratado termicamente a 450°C durante 10 minutos e tratado termicamente a 450°C durante 30 minutos. O deslocamento máximo realizado correspondente a 3mm.....	92
Tabela 3.21 – Levantamento dos resultados obtidos referentes ao ensaio fio- <i>bracket</i> para fios com potencialidades ortodônticas.....	94

Índice de Gráficos

Gráfico 2.1 – Termograma obtido através do <i>software Protheus Thermal Analysis</i> para a análise das transformações de fase do fio <i>Dentaurum</i>	32
Gráfico 2.2 – Termograma obtido através do <i>software Peak Separation</i> para a análise das transformações de fase do fio <i>Dentaurum</i> em arrefecimento.....	33
Gráfico 2.3 – Termograma obtido através do <i>software Peak Separation</i> para a análise das transformações de fase do fio <i>Dentaurum</i> em aquecimento.....	33
Gráfico 2.4 - Tensão (MPa) – extensão (%) correspondente ao fio da marca <i>Dentaurum</i> para um deslocamento máximo de 2mm.....	46
Gráfico 3.1 - Termograma correspondente às transformações de fase do fio <i>Dentaurum</i> . Note-se que a parte superior do termograma corresponde ao arrefecimento enquanto que a parte inferior corresponde ao aquecimento.....	51
Gráfico 3.2 - Termograma correspondente às transformações de fase do fio <i>Ormco</i> . Note-se que a parte superior do termograma corresponde ao arrefecimento enquanto que a parte inferior corresponde ao aquecimento.....	52
Gráfico 3.3 – Curvas σ - ϵ dos fios ortodônticos <i>Dentaurum</i> e <i>Ormco</i>	57
Gráfico 3.4 – Força (N) – deslocamento (mm) (à esquerda) e tensão (MPa) – extensão (%) (à direita) dos fios ortodônticos.....	58
Gráfico 3.5 – Força (N) – deslocamento (mm) (à esquerda) e tensão (MPa) – extensão (%) (à direita) dos fios ortodônticos. O deslocamento máximo realizado foi 2mm.....	60
Gráfico 3.6 – Força (N) – deslocamento (mm) (à esquerda) e tensão (MPa) – extensão (%) (à direita) dos fios ortodônticos. O deslocamento máximo realizado correspondente a 3mm.....	61
Gráfico 3.7 – Força (N) – deslocamento (mm) (à esquerda) e tensão (MPa) – extensão (%) (à direita) dos fios ortodônticos. O deslocamento máximo realizado foi 2mm.....	63
Gráfico 3.8 – Força (N) – deslocamento (mm) (à esquerda) e tensão (MPa) – extensão (%) (à direita) dos fios ortodônticos. O deslocamento máximo realizado foi 3mm.....	64
Gráfico 3.9 – Força (N) – deslocamento (mm) (à esquerda) e tensão (MPa) – extensão (%) (à direita) para o fio ortodôntico <i>Dentaurum</i> com recurso às combinações (1) <i>brackets</i> e elásticos	

da marca <i>Dentaurum</i> , (2) <i>brackets</i> da marca <i>Dentaurum</i> e elásticos da marca <i>Morelli</i> e (3) <i>brackets</i> e elásticos da marca <i>Morelli</i> . O deslocamento máximo realizado foi 2mm.....	65
Gráfico 3.10 – Força (N) – deslocamento (mm) (à esquerda) e tensão (MPa) – extensão (%) (à direita) para o fio ortodôntico <i>Dentaurum</i> com recurso às combinações (1) <i>brackets</i> e elásticos da marca <i>Dentaurum</i> , (2) <i>brackets</i> da marca <i>Dentaurum</i> e elásticos da marca <i>Morelli</i> e (3) <i>brackets</i> e elásticos da marca <i>Morelli</i> . O deslocamento máximo realizado foi 3mm.....	66
Gráfico 3.11 – Força (N) – deslocamento (mm) (à esquerda) do fio ortodôntico <i>Dentaurum</i> com variação do tipo de <i>brackets</i> utilizada (convencional e <i>self-ligating</i>); força (N) – deslocamento (mm) (à direita) do fio ortodôntico <i>Ormco</i> com variação do tipo de <i>brackets</i> utilizada (convencional e <i>self-ligating</i>).....	68
Gráfico 3.12 – Ensaio de atrito fio- <i>bracket</i> , para as combinações (1) fio <i>Dentaurum</i> – aprisionamento <i>Morelli</i> ; (2) fio <i>Ormco</i> – aprisionamento <i>Morelli</i> ; (3) fio <i>Dentaurum</i> – aprisionamento <i>Dentaurum</i> e (4) fio <i>Ormco</i> – aprisionamento <i>Dentaurum</i> . O ensaio foi realizado com recurso a <i>brackets</i> convencionais <i>Morelli</i> para todas as combinações.....	69
Gráfico 3.13 – Termograma obtido através de um ensaio DSC, representativo das transformações de fase da liga que constitui o fio ortodôntico da marca <i>Dentaurum</i> antes (curvas na zona mais exterior do gráfico) e depois (curvas na zona mais interior do gráfico) do processo de simulação de esterilização (124°C mantidos durante 2 horas).....	72
Gráfico 3.14 – Termograma obtido através de um ensaio DSC, representativo das transformações de fase da liga que constitui o fio ortodôntico da marca <i>Ormco</i> antes (curvas na zona mais exterior do gráfico) e depois (curvas na zona mais interior do gráfico) do processo de simulação de esterilização (124°C mantidos durante 2 horas).....	73
Gráfico 3.15 – Termograma referente às transformações de fase dos fios no estado como recebido superelástico e termoactivado da <i>Dentaurum</i> e os três tratamentos térmicos executados.....	74
Gráfico 3.16 – Termograma correspondente às transformações de fase do fio <i>Euroflex</i> ($\varnothing=0,200\text{mm}$). Note-se que a parte superior do termograma corresponde ao arrefecimento enquanto que a parte inferior corresponde ao aquecimento.....	75
Gráfico 3.17- Termograma correspondente às transformações de fase do fio <i>Euroflex</i> ($\varnothing=0,240\text{mm}$). Note-se que a parte superior do termograma corresponde ao arrefecimento enquanto que a parte inferior corresponde ao aquecimento.....	75

Gráfico 3.18 - Termograma correspondente às transformações de fase do fio <i>Memry</i> ($\varnothing=0,381\text{mm}$). Note-se que a parte superior do termograma corresponde ao arrefecimento enquanto que a parte inferior corresponde ao aquecimento.....	76
Gráfico 3.19 - Termograma correspondente às transformações de fase do fio <i>Euroflex</i> ($\varnothing=0,200\text{mm}$) tratado termicamente a 450°C durante 10 minutos. Note-se que a parte superior do termograma corresponde ao arrefecimento enquanto que a parte inferior corresponde ao aquecimento.....	76
Gráfico 3.20 – Curvas σ - ϵ dos fios com potencial aplicação ortodôntica no estado como recebido, tratado termicamente a 450°C durante 10 minutos e tratado termicamente a 450°C durante 30 minutos do material <i>Euroflex</i> ($\varnothing=0,200\text{mm}$).....	80
Gráfico 3.21 – Curvas σ - ϵ dos fios com potencial aplicação ortodôntica no estado como recebido, tratado termicamente a 450°C durante 10 minutos e tratado termicamente a 450°C durante 30 minutos do material <i>Euroflex</i> ($\varnothing=0,240\text{mm}$).....	82
Gráfico 3.22 – Curvas σ - ϵ dos fios com potencial aplicação ortodôntica no estado como recebido, tratado termicamente a 450°C durante 10 minutos e tratado termicamente a 450°C durante 30 minutos do material <i>Memry</i> ($\varnothing=0,381\text{mm}$).....	83
Gráfico 3.23 – Força (N) – deslocamento (mm) dos fios <i>Euroflex</i> ($\varnothing=0,200\text{mm}$) no estado como recebido, tratado termicamente a 450°C durante 10 minutos e tratado termicamente a 450°C durante 30 minutos.....	85
Gráfico 3.24 – Força (N) – deslocamento (mm) dos fios <i>Euroflex</i> ($\varnothing=0,240\text{mm}$) no estado como recebido, tratado termicamente a 450°C durante 10 minutos e tratado termicamente a 450°C durante 30 minutos.....	85
Gráfico 3.25 – Força (N) – deslocamento (mm) (à esquerda) e tensão (MPa) – extensão (%) (à direita) dos fios <i>Memry</i> ($\varnothing=0,381\text{mm}$) no estado como recebido, tratado termicamente a 450°C durante 10 minutos e tratado termicamente a 450°C durante 30 minutos.....	86
Gráfico 3.26 – Força (N) – deslocamento (mm) (deslocamento máximo correspondente a 2mm) dos fios <i>Euroflex</i> ($\varnothing=0,200\text{mm}$) no estado como recebido, tratado termicamente a 450°C durante 10 minutos e tratado termicamente a 450°C durante 30 minutos.....	88
Gráfico 3.27 – Força (N) – deslocamento (mm) (deslocamento máximo correspondente a 3mm) dos fios <i>Euroflex</i> ($\varnothing=0,200\text{mm}$) no estado como recebido, tratado termicamente a 450°C durante 10 minutos e tratado termicamente a 450°C durante 30 minutos.....	88

Gráfico 3.28 – Força (N) – deslocamento (mm) (à esquerda) dos <i>Euroflex</i> ($\varnothing=0,240\text{mm}$) no estado como recebido, tratado termicamente a 450°C durante 10 minutos e tratado termicamente a 450°C durante 30 minutos; tensão (MPa) – extensão (%) (à direita) do fio <i>Euroflex</i> ($\varnothing=0,240\text{mm}$) em estado como recebido. Deslocamento máximo correspondente a 2mm.....	89
Gráfico 3.29 – Força (N) – deslocamento (mm) (deslocamento máximo correspondente a 3mm) dos fios <i>Euroflex</i> ($\varnothing=0,240\text{mm}$) no estado como recebido, tratado termicamente a 450°C durante 10 minutos e tratado termicamente a 450°C durante 30 minutos.....	90
Gráfico 3.30 – Força (N) – deslocamento (mm) (à esquerda) e tensão (MPa) – extensão (%) (à direita) dos fios <i>Memry</i> ($\varnothing=0,381\text{mm}$) no estado como recebido, tratado termicamente a 450°C durante 10 minutos e tratado termicamente a 450°C durante 30 minutos. Deslocamento máximo correspondente a 2mm.....	91
Gráfico 3.31 – Força (N) – deslocamento (mm) (à esquerda) e tensão (MPa) – extensão (%) (à direita) dos fios <i>Memry</i> ($\varnothing=0,381\text{mm}$) no estado como recebido, tratado termicamente a 450°C durante 10 minutos e tratado termicamente a 450°C durante 30 minutos. Deslocamento máximo correspondente a 3mm.....	92
Gráfico 3.32 – Ensaio de atrito fio- <i>bracket</i> para os fios <i>Euroflex</i> ($\varnothing=0,200\text{mm}$ e $\varnothing=0,240\text{mm}$) e <i>Memry</i> ($\varnothing=0,381\text{mm}$), com recurso a <i>brackets</i> e aprisionamento elastomérico da marca <i>Morelli</i>	93
Gráfico A.1 – Termograma correspondente ao fio <i>Dentaurum</i> em arrefecimento.....	I
Gráfico A.2 – Termograma correspondente ao fio <i>Dentaurum</i> em aquecimento.....	I
Gráfico A.3 – Termograma correspondente ao fio <i>Ormco</i> em arrefecimento.....	II
Gráfico A.4 – Termograma correspondente ao fio <i>Ormco</i> em aquecimento.....	II
Gráfico A.5 – Termograma correspondente ao fio <i>Euroflex</i> ($\varnothing=0,200\text{mm}$) em arrefecimento....	III
Gráfico A.6 – Termograma correspondente ao fio <i>Euroflex</i> ($\varnothing=0,200\text{mm}$) em aquecimento.....	III
Gráfico A.7 – Termograma correspondente ao fio <i>Euroflex</i> ($\varnothing=0,240\text{mm}$) em arrefecimento...IV	
Gráfico A.8 – Termograma correspondente ao fio <i>Euroflex</i> ($\varnothing=0,240\text{mm}$) em aquecimento...IV	
Gráfico A.9 – Termograma correspondente ao fio <i>Memry</i> ($\varnothing=0,381\text{mm}$) em arrefecimento....V	
Gráfico A.10 – Termograma correspondente ao fio <i>Memry</i> ($\varnothing=0,381\text{mm}$) em aquecimento....V	

Gráfico A.11 – Termograma em arrefecimento correspondente ao fio *Euroflex* ($\varnothing=0,200\text{mm}$)
tratado termicamente a 450°C durante 10 minutos.....VI

Gráfico A.12 – Termograma em aquecimento correspondente ao fio *Euroflex* ($\varnothing=0,200\text{mm}$)
tratado termicamente a 450°C durante 10 minutos.....VI

Objectivos

O presente trabalho visa analisar as características de dois conjuntos de fios: (1) fios ortodônticos superelásticos de Ni-Ti onde são analisadas duas marcas comerciais, *Dentaurum* e *Ormco* e (2) fios não especificados para Ortodontia mas cujas características os tornam potencialmente aptos na aplicação em fios ortodônticos. Para tal recorreu-se a técnicas de caracterização estrutural como a Calorimétrica Diferencial de Varredura (DSC) e caracterização mecânica através do recurso a ensaios de tracção e flexão. Características associadas ao aprisionamento dos fios aos *brackets* e influência do tratamento térmico foram também estudadas, o que permitiu não só analisar e comparar o desempenho dos fios ortodônticos em estudo, como também verificar a adequação dos fios com potencial aplicação em Ortodontia.

1. Revisão Bibliográfica

1.1 Introdução

Desde a Antiguidade, a ocorrência de dentes malposicionados bem como outras anomalias dentofaciais acompanham os indivíduos; registos de tentativas de correcção deste tipo de desvios da normalidade remontam a 1000 AC. Perante o estudo do crescimento e desenvolvimento do complexo craniofacial surge a Ortodontia, especialidade da Medicina Dentária que tem como objectivo a obtenção de dentes posicionados de uma forma harmoniosa nas arcadas dentárias, estabelecendo uma função mastigatória efectiva, em equilíbrio com todas as estruturas dentofaciais [pg. 3; 16-17 de Ref.1].

Actualmente, o tratamento ortodôntico envolve a utilização de aparelhos fixos e removíveis, podendo ainda ser combinados com forças extra-orais. Apesar de se verificarem diferenças ao nível da sua estrutura e *design*, os aparelhos proporcionam, em geral, a criação, transmissão e controlo de forças que actuam sobre os dentes e estruturas adjacentes [pg. 247 de Ref. 2]. O aparelho é seleccionado, inserido e activado pelo médico-dentista, de modo a produzir forças que possibilitem a movimentação ortodôntica. O dente e as estruturas de suporte associadas respondem a estas forças através de uma reacção biológica complexa que resulta na movimentação dentária [3]. Devido ao carácter biocompatível exibido pelos aparelhos, os tecidos ósseos envolventes não apresentam uma resposta imunitária adversa, mas sim uma actividade baseada nos estímulos mecânicos aplicados [4]. A complexidade e variabilidade inerentes ao sistema biológico determinam o estímulo mecânico necessário para que seja atingida uma reacção biológica propícia à movimentação dentária sem que ocorram danos nas estruturas dentárias. A compreensão dos princípios biomecânicos associados ao movimento dentário é fundamental no controlo das forças geradas e, consequentemente, do tratamento ortodôntico [5].

1.1.1 Oclusão Dentária

A oclusão dentária pode ser definida através do modo como os dentes das arcadas superior e inferior se relacionam nas posições e movimentos mandibulares, segundo um controlo neuromuscular dos constituintes do sistema de mastigação (dentes, estruturas periodontais, maxilares, mandíbula, articulações temporomandibulares, músculos e ligamentos) [6]. Tendo em conta o estado e natureza destas relações, as terminologias adoptadas dividem-se em oclusão ideal, oclusão normal e maloclusão [pag. 3-4 de Ref. 1].

A oclusão dentária ideal apresenta-se como um conceito hipotético e teórico, podendo ser descrita como uma adaptação perfeita e estável entre as arcadas dentárias superior e inferior (compostas pelo complexo estrutural constituído pelos dentes e maxilares). No entanto, não é possível considerar na realidade uma oclusão ideal, na medida em que as variáveis genéticas e ambientais bem como a possibilidade de ocorrência de acidentes, doença ou outro tipo de interferências impossibilitam este fenómeno [pg. 8-10 de Ref. 2] [pg. 58-59; 99 de Ref. 7].

Angle, em 1899, apresentou a primeira definição clarificada para o conceito de oclusão normal: a sua ocorrência pressupõe que a cúspide do molar superior se encontra alinhada com o sulco do molar inferior [8]. Genericamente, a oclusão normal descreve uma estrutura na qual se verifica a presença de todos os dentes numa relação estável, saudável e harmoniosa [pg. 99-100 de Ref. 7]. Esta inclui variações nas posições dentárias, desde que se encontrem dentro de limites mensuráveis considerados aceitáveis [pg. 6 de Ref. 1] [pg. 99 de Ref. 7].

Na figura 1.1 é apresentado um exemplo de uma oclusão normal.

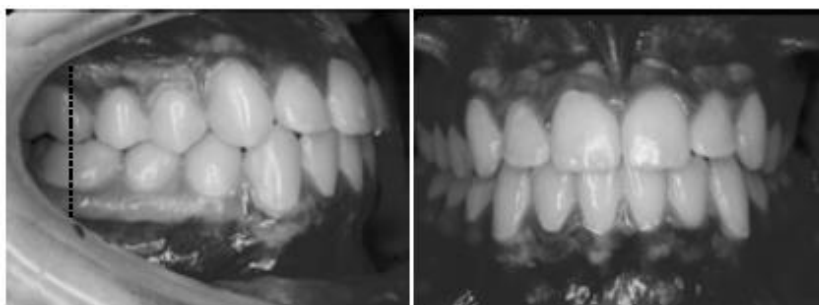


Figura 1.1 – Exemplo de oclusão normal: Verifica-se o alinhamento da cúspide do primeiro molar superior com o sulco do primeiro molar inferior (evidenciado pela linha a negro). Esta oclusão normal revela ainda um alinhamento dentário, mordida normal e distância entre os incisivos superiores e inferiores normal. Retirada de [9]

Qualquer desvio na oclusão dentária normal que se encontre fora dos limites mensuráveis considerados aceitáveis, é denominado malocusão [pg. 6 de Ref.1].

1.1.2 Identificação das Maloclusões

Como já foi referido anteriormente, é comum a ocorrência de desvios na oclusão dentária normal, traduzida numa posição incorrecta dos dentes que pode conduzir não só a problemas ao nível da estética dentária e das linhas faciais [pg. 6; 16-17 de Ref.1], como também a uma mastigação ineficiente por falta de contacto entre os dentes opostos e correspondentes ou até mesmo problemas ao nível da articulação da fala [10]. A estes fenómenos estão associados

problemas psicossociais que se traduzem na diminuição da qualidade de vida dos portadores de maloclusões [10].

Em 1899, Angle propôs uma classificação para as maloclusões segundo 3 classes, tendo em conta as características distintas das relações oclusais e linhas faciais. Esta classificação é baseada nas relações mesiodistais dos dentes das arcadas superior e inferior, com ênfase nas relações entre os molares, permitindo ainda a determinação da projecção de uma das arcadas em relação à arcada oposta [8] [11].

Os conceitos distal e mesial, enquanto terminologias descritivas anatómicas, permitem descrever partes do corpo humano umas em relação às outras. A relação mesiodistal permite relacionar estruturas que se encontram mais próximas (mesiais) ou mais distantes (distais) do ponto de inserção no corpo relativamente a outra estrutura. No caso das estruturas dentofaciais, o conceito de mesial indica-nos que uma estrutura se encontra em direcção à linha média do rosto, num plano sagital entre os incisivos centrais [12].

Para uma melhor compreensão da aplicação destes conceitos ao nível das estruturas dentárias é tomada a figura 1.2 como exemplo, onde as cúspides dos primeiros molares se encontram assinaladas por meio de setas.



Figura 1.2 – Relação mesiodistal dos primeiros molares das arcadas superior e inferior. Retirada de [pg. 22 da Ref. 2]

Na figura 1.2, o primeiro molar superior encontra-se numa posição mesial relativamente ao inferior, uma vez que a sua cúspide se encontra numa posição proximal relativamente ao plano sagital entre os incisivos centrais. Por outro lado, o primeiro molar inferior encontra-se numa posição distal relativamente ao superior, marcada pelo facto do seu sulco se localizar numa posição mais afastada relativamente ao plano referido.

Clarificados os conceitos, as três classes de maloclusões segundo Angle são apresentadas abaixo.

Classe I: As maloclusões enquadradas na classe I apresentam relações mesiodistais aceitáveis uma vez que tanto a posição relativa das arcadas dentárias como a oclusão dos primeiros molares é considerada normal. Os desvios mais recorrentes ao nível desta classe são representados pelo apinhamento dos incisivos de ambas as arcadas. É verificada uma correcta relação entre a mandíbula e a maxila [8].

Classe II: Nas maloclusões enquadradas na classe II, as relações mesiodistais entre as arcadas dentárias são consideradas anormais: os primeiros molares da arcada dentária inferior encontram-se numa posição distal relativamente aos primeiros molares da arcada superior. Este fenómeno apresenta repercussões na posição assumida pelas próprias arcadas dentárias, onde a arcada superior apresentam uma posição mais anterior em comparação com a arcada inferior. Isto resulta numa projecção do maxilar dos portadores deste tipo de oclusão [8].

Classe III: Nas maloclusões enquadradas na classe III, as relações mesiodistais entre as arcadas dentárias são também consideradas anormais: os primeiros molares inferiores apresentam uma posição mesial relativamente aos primeiros molares superiores. Este fenómeno apresenta repercussões na posição assumida pelas próprias arcadas dentárias, onde a arcada inferior apresenta-se projectada anteriormente em relação à arcada superior. A nível do perfil do portador deste tipo de oclusão, verifica-se uma projecção do queixo [8].

A figura 1.3 esquematiza as relações das estruturas dentofaciais para os três tipos de maloclusões anteriormente referidos.

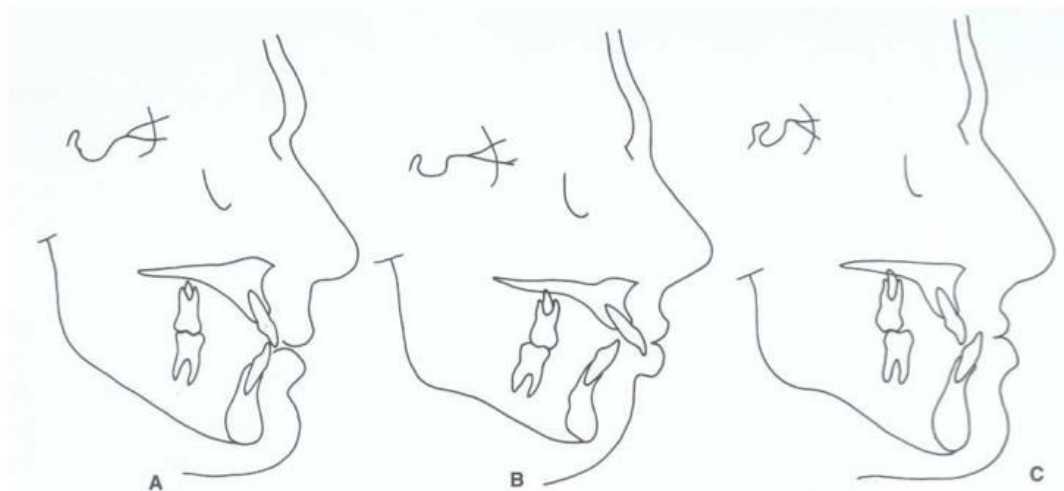

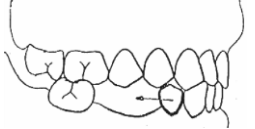

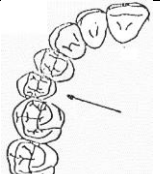
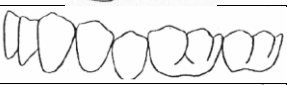
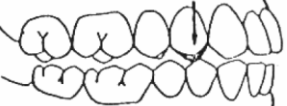
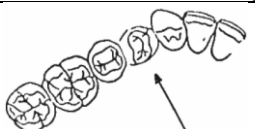
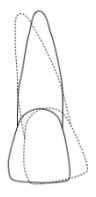
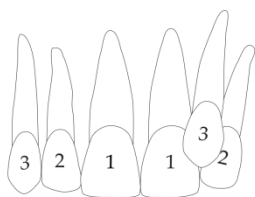


Figura 1.3 – Esquematização das classes I (a), II (b) e III (c) relativamente às relações dentofaciais, nomeadamente posição dos primeiros molares, posição dos incisivos e posicionamento da maxila e mandíbula. Retirada de [pg. 105 de Ref. 7]

Relativamente às posições individuais dos dentes, Lischer introduziu, em 1911, uma nomenclatura que permitiu descrever as maloclusões associadas às mesmas. Esta consiste na

adição do sufixo –versão à palavra, permitindo identificar a direcção dos desvios relativamente à posição normal [13]. As maloclusões segundo Lischer encontram-se resumidas na tabela 1.1.

Tabela 1.1 – Desvios verificados nas posições individuais dos dentes segundo a descrição de Lischer. Adaptada de [13] [14] [15]

Desvio	Esquema	Descrição
Mesioversão		O dente apresenta uma posição mesial relativamente à posição normal.
Distoversão		O dente apresenta uma posição distal relativamente à posição normal.
Linguoversão		O dente encontra-se orientado para a região lingual.
Vestibuloversão		O dente encontra-se orientado para a região do vestíbulo oral.
Infraversão		O dente encontra-se situado abaixo da linha de oclusão.
Supraversão		O dente encontra-se situado acima da linha de oclusão.
Giroversão		O dente apresenta uma rotação em torno do seu próprio eixo.
Axiversão		O dente apresenta uma alteração na inclinação ao longo do eixo dentário.
Transversão		O dente apresenta uma posição incorrecta na arcada dentária.

Relativamente à avaliação dos grupos dentários no plano vertical, os problemas dentários podem ser descritos como mordida aberta anterior (falha na sobreposição dos dentes incisivos),

sobremordida profunda anterior (excessiva sobreposição dos dentes anteriores) ou mordida aberta posterior (falha na oclusão dos dentes posteriores, unilateralmente ou bilateralmente). O desequilíbrio na oclusão dentária pode ainda ser analisado segundo um sentido transversal, onde se destaca a mordida cruzada, caracterizada pelas situações onde os dentes posteriores inferiores recobrem os dentes posteriores superiores [pg. 6-11 de Ref.1].

1.1.3 Importância da Ortodontia na Correção das Maloclusões

Sendo a maloclusão definida como qualquer desvio ao nível da oclusão dentária normal que afecta a estrutura e linhas faciais e, consequentemente, o formato do rosto, compreende-se o seu impacto negativo na qualidade de vida, interacção social e bem-estar psicológico dos seus portadores. Como resposta à prevalência de maloclusões nos indivíduos, a Ortodontia apresenta-se como a solução para a correcção das estruturas dentofaciais e das maloclusões a estas associadas através de um plano de tratamento que beneficie as características faciais do paciente ao mesmo tempo que corrige a mordida [16].

A movimentação dentária e consequente obtenção de uma oclusão normal pode ser conseguida através da montagem e aplicação de um conjunto de acessórios ortodônticos que constituem o aparelho ortodôntico fixo [pg. 247 de Ref. 2]. Entre os acessórios que podem compor este tipo de aparelho, destacam-se o fio ortodôntico, os *brackets* e o tipo de aprisionamento entre os dois elementos anteriormente referidos.

Os *brackets* são colados aos dentes por meio de um compósito, permitindo a transferência das forças aplicadas pelo fio aos dentes e proporcionando, deste modo, o movimento controlado e um correcto alinhamento dos mesmos [17] [pg. 144 de Ref. 18]. De modo a que esta transmissão de forças seja possível, tem que existir uma ligação entre os fios ortodônticos e os *brackets* fixados aos dentes: As formas de ligação mais comuns em Ortodontia são o aprisionamento através de ligaduras elastoméricas (também denominadas elásticos ortodônticos), ligaduras metálicas (normalmente em aço inoxidável) e *brackets self-ligating*. Uma das principais desvantagens da aplicação dos elásticos ortodônticos prende-se com a potencialidade de ser obtido um aprisionamento ineficiente. Para contrariar este facto, é possível colocar o elástico em forma de “8” (figura 1.4), aumentando assim o atrito entre o fio ortodôntico e o sistema de aprisionamento. A ligação concedida quer pelos elásticos, quer pelas ligaduras metálicas, devido à natureza da sua montagem, pode revelar-se lenta e inconsistente [pg. 1-2 de Ref. 19].

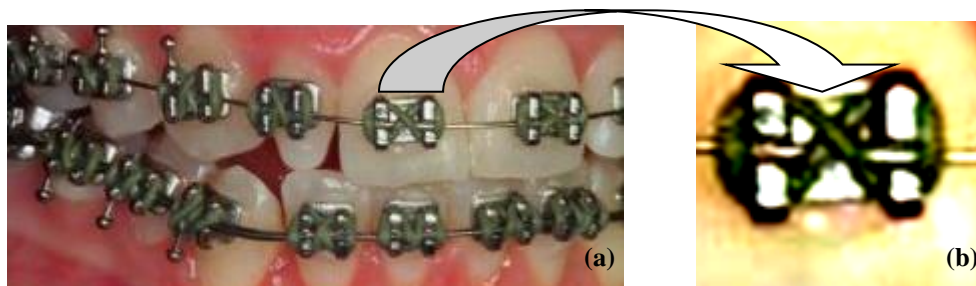


Figura 1.4 – (a) Exemplo de montagem dos elásticos ortodônticos em forma de “8”. Esta montagem melhora o aprisionamento entre o fio e os *brackets*, no entanto levanta questões relativamente ao atrito entre o fio e os elásticos. (b) Ampliação que demonstra, de forma mais clara, este tipo de aprisionamento. Adaptada de [20]

Em alternativa a estes métodos surgem os *brackets self-ligating*, cuja estrutura de aprisionamento apresenta a forma de uma mola ou clip, o que permite manter o fio em posição, eliminando o recurso ao aprisionamento elastomérico e metálico [21].

1.1.4 O Fio Ortodôntico e os Seus Requisitos

Os fios ortodônticos proporcionam a criação de forças biomecânicas que permitem a movimentação dentária [pg. 78 de Ref. 18]. Estas forças são conseguidas através da deformação do fio dentro do seu domínio elástico durante um período de semanas ou meses, onde a transferência destas forças aos dentes é garantida pelo aprisionamento do fio aos *brackets* [pg. 1 de Ref. 19]. A mecânica ortodôntica é então baseada no princípio da acumulação de energia elástica e transformação dessa energia em trabalho mecânico, através da movimentação dentária. Cada ajuste no sistema de correcção ortodôntico permite armazenar e controlar o mecanismo de transferência e distribuição das forças [22] onde, através da aplicação prolongada de uma força controlada, a movimentação dentária tem lugar [pg. 335 de Ref. 1]. Como consequência do movimento dentário, os ligamentos periodontais (tecido conjuntivo altamente vascularizado que liga o dente ao osso alveolar) e estruturas associadas sobre os quais a força é exercida, irão sofrer um processo de remodelação que permita a acomodação das novas posições dentárias [pg. 337-339 de Ref.1] [pg. 252-253 de Ref. 2]. Esta movimentação dentária deve ser realizada sob condições que minimizem o desconforto e/ou dor excessiva potencialmente sentidos pelo paciente sem danificar a estrutura que suporta os dentes [23]. O fio deve ainda estar apto a permitir uma deformação localizada que possibilite o seu acomodamento à morfologia e posição do dente [17].

Este movimento está dependente de características intrínsecas às forças associadas à biomecânica do movimento dentário, sendo estas o ponto de aplicação, tipo de força aplicada, magnitude, duração e direcção [24]. O tipo de força aplicada nos sistemas ortodônticos baseia-se, geralmente, em forças contínuas. No entanto forças interruptas podem trazer vantagens ao

tratamento, na medida em que conferem tempo, entre as activações do fio, para que os tecidos se reorganizem devido à movimentação dentária [24].

A magnitude da força e a duração da aplicação da mesma estão amplamente relacionadas com a resposta biológica dos tecidos. A força deve ser leve de modo a proporcionar o movimento dentário e o consequente reajuste das estruturas adjacentes, sem que ocorra a compressão indevida dos tecidos, preparando as estruturas dentárias para futuras alterações/movimentações, minimizando o desconforto e dor sentidos pelo paciente [pg. 253-254 de Ref. 2]. Note-se que a magnitude da força está dependente não só da direcção da força aplicada, como também do tipo de dente e estruturas adjacentes, bem como da densidade do osso alveolar [25]. A duração da força, que remete para o tempo de tratamento, apresenta uma relevância acrescida em tratamentos cuja probabilidade de reacções adversas por parte dos ligamentos periodontais aumenta, especialmente em tratamentos longos e em casos em que o osso alveolar apresenta uma elevada densidade [pg. 254 de Ref. 2].

A direcção da força vai determinar o tipo de movimento dentário realizado [pg. 254 de Ref. 2]. Deste modo, os movimentos que se verificam são: inclinação, translação, verticalização da raiz, rotação, extrusão e intrusão [pg. 339-340 de Ref.1].

Na tabela 1.2 estão apresentados os diferentes tipos de movimento envolvidos no tratamento ortodôntico, com os respectivos valores correspondentes às forças consideradas óptimas para conseguir esta movimentação sem danos nas estruturas dentárias.

Tabela 1.2 – Movimentos dentários e forças óptimas correspondentes à concretização do tratamento ortodôntico. O intervalo de forças que vigora para cada tipo de movimento deve-se ao facto dos níveis de força para atingir as condições biomecânicas óptimas para o movimento dentário variarem entre cada estrutura dentária: É apropriado usar uma magnitude de forças menor na movimentação dos incisivos e uma magnitude de forças superiores nos dentes posteriores da arcada. Adaptada de [pg. 340 de Ref. 1] [pg. 263-267 de Ref. 2]

Tipo de Movimento	Descrição	Força (N)
Inclinação	Movimento predominante da coroa dentária, no sentido oposto ao da raiz	0,34 – 0,59
Translação (movimento do corpo)	Movimento, no mesmo sentido, de todo o corpo dentário	0,64 – 1,18
Verticalização da raiz	Movimentação dentária que permite dispor a raiz numa posição vertical	0,49 – 0,98
Rotação	Rotação do dente em torno do seu próprio eixo	0,34 – 0,59
Extrusão	Movimento do dente em direcção oposta ao osso alveolar	0,34 – 0,59
Intrusão	Movimento do dente na direcção do osso alveolar	0,10 – 0,20

Para além das características intrínsecas das forças associadas à biomecânica do movimento dentário, este encontra-se também dependente da fricção gerada pelo aprisionamento entre o fio e os *brackets*. Para que seja criado um movimento dentário eficiente, a força total aplicada ao dente deve ser determinada pela relação entre a força óptima que garante a movimentação dentária e a magnitude da força de atrito entre o fio e os *brackets*, onde a fricção existente deve ser superada sem danificar as estruturas dentárias. São diversos os factores passíveis de afectar os níveis de fricção verificados tais como os materiais que constituem o fio ortodôntico e os *brackets*, dimensão e angulação do encaixe dos *brackets* destinado ao fio, secção do fio, tipo de aprisionamento, força de ligação causada pelo mesmo, etapa do tratamento ortodôntico e estado superficial do fio [26] [27].

Embora o atrito verificado possa favorecer o aprisionamento do fio e a minimização do escorregamento, caso este se revele muito elevado, os dentes acabam por ser impedidos de se movimentar pelo próprio fio, o que potencia o descolamento do *bracket* devido ao facto deste não resistir à força exercida. [27]. Nestas condições, deve ser escolhida uma interface fio-*bracket* que minimize o atrito verificado sem, no entanto, perder o poder de aprisionamento e consequente transmissão de forças do fio ortodôntico aos dentes [28].

Actualmente, existem disponíveis no mercado 4 tipos de ligas a partir das quais os fios ortodônticos são concebidos: aço inoxidável, cobalto-crómio-níquel, níquel-titânio e titânio- β . Tendo em conta a especificidade das necessidades de cada fase do tratamento, nenhum fio ortodôntico apresenta propriedades interessantes a todas as fases conjuntamente, não existindo, por isso, um fio ortodôntico ideal [23]. Deste modo, a selecção dos fios ortodônticos, que se apresentam então como a componente activa da Ortodontia, deve estar directamente relacionada com o conhecimento das suas propriedades mecânicas, da sua relação com as necessidades correctivas de cada caso clínico [22] e consequente activação dos aparelhos ortodônticos [29]. Propriedades como a secção do fio, características associadas à transmissão de forças aplicadas, resiliência, domínio elástico, rigidez, fricção entre o fio e o *bracket*, formabilidade, soldabilidade, capacidade de acoplagem a outros acessórios ortodônticos e biocompatibilidade (na medida em que os fios não devem desencadear uma resposta imunitária adversa), aliadas à fase do tratamento e à especificidade da condição clínica do paciente, devem ser analisadas de modo a proporcionar a escolha mais adequada [pg. 78 de Ref. 18] [22] [23].

1.1.4.1 Fio Ortodôntico de Ni-Ti: Características Gerais

Os fios de Ni-Ti, dadas as suas características, apresentam-se como uma opção de excelência na fase inicial do tratamento ortodôntico, onde prevalecem as etapas de alinhamento e nivelamento. Comparativamente a outras ligas metálicas utilizadas no fabrico de fios ortodônticos, as ligas de

Ni-Ti apresentam um elevado limite de elasticidade, baixo módulo de *Young* (e, consequentemente, baixa rigidez), elevada resiliência e a capacidade de suportar deflexões muito amplas retomando à sua forma original com a produção de forças moderadas e uniformes. Estas ligas possuem ainda baixa conformabilidade, não aceitando por isso dobras devido ao risco de fractura ou deformação permanente e não podem ser soldadas [22]. Graças à elevada elasticidade que os fios de Ni-Ti apresentam (comportamento ao qual se denomina superelasticidade), estes garantem uma manipulação facilitada, o que permite que o fio seja facilmente encaixado nos *brackets* sem que se verifique a ocorrência de deformação plástica [pg. 18 de Ref. 30].

O atrito verificado entre o fio e os *brackets* é superior no caso dos fios de Ni-Ti quando comparado com a utilização de fios de aço inoxidável ou cobalto-crómio-níquel [pg. 161 de Ref. 18]. Para além do tipo de material que constitui o fio ortodôntico, o atrito verificado na interface fio-*bracket* é também influenciado por variáveis como o material que constitui os *brackets*, dimensão e inclinação do encaixe dos *brackets* destinado ao fio, secção do fio, tipo de aprisionamento e força de ligação causada pelo mesmo [27].

A escolha da secção do fio ortodôntico aliada a propriedades elásticas adequadas pode ditar o sucesso e a rapidez do tratamento ortodôntico [22]: a utilização de fios de secção transversal rectangular nas fases iniciais de tratamento permite impor com sucesso, simultaneamente, movimentos de inclinação, rotação e nivelamento aos dentes [pg. 99 de Ref. 18] [28], garantido ainda uma melhor orientação do fio no *bracket*, o que permite um direccionamento de forças mais controlado [28]. Em situações em que se deseja obter movimentos de primeira e segunda ordem ou redução do atrito é aconselhado recorrer a fios de secção transversal circular [22].

A menor necessidade de troca de fios ortodônticos de Ni-Ti verificada (que apresenta repercussões na minimização das idas ao dentista), quando comparada com a utilização de fios de aço inoxidável, deve-se ao facto da energia armazenada da região de deformação elástica da liga de Ni-Ti ser maior do que a do aço inoxidável, culminando num maior trabalho disponível na movimentação dentária [pg. 18-19 de Ref. 30].

O efeito de memória de forma é também uma propriedade requerida em Ortodontia [22] e que, tendo em conta as 4 ligas utilizadas na concepção de fios ortodônticos, se manifesta apenas nos fios de Ni-Ti [pg. 97-99 de Ref. 18]. Este efeito manifesta-se em ligas metálicas que apresentam a capacidade de retomar a forma ou tamanho previamente definidos quando sujeitas a um ciclo térmico apropriado [31]. Ao ser desactivado, o fio ortodôntico retoma a sua configuração inicial, o que implica que as forças induzidas permaneçam constantes durante um longo período de tempo [22].

Dada a sua importância a nível clínico, torna-se pertinente o estudo das ligas de Ni-Ti disponíveis no mercado, ao nível da sua caracterização mecânica e análise das características de transformação.

1.2. Ligas de Ni-Ti

Entre as diversas ligas disponíveis que apresentam memória de forma e superelasticidade, as ligas de níquel-titânio são alvo de destaque graças ao seu baixo custo, uma vez que não apresentam, na sua composição, metais nobres. Deve ainda ser salientada a biocompatibilidade que estas ligas apresentam, o que as torna ideais para aplicações biomédicas, principalmente ao nível das aplicações ortodônticas [pg. 18 de Ref. 30].

1.2.1 Transformação Martensítica e Temperaturas de Transformação

Nas ligas de Ni-Ti de composição aproximadamente equiatômica, tanto o efeito de memória de forma como o comportamento superelástico devem-se a uma transformação de fase entre a estrutura do tipo cúbica de corpo centrado (B2), denominada austenite, e a estrutura monoclinica B19', denominada martensite [pg. 49 de Ref. 32] [pg. 20 de Ref. 33]. A transformação de uma estrutura para a outra não ocorre por difusão atômica, mas por uma distorção da rede da fase mãe que pode ser vista como um processo que se divide em duas etapas, sendo esta distorção fruto de um esforço de corte [pg. 5 de Ref. 33]: uma primeira deformação, a partir da estrutura B2, faz surgir a estrutura ortorrômbica B19, sendo que numa segunda deformação se obtém a distorção da estrutura ortorrômbica, dando origem à estrutura monoclinica B19' [31]. Cada fase apresenta uma estrutura cristalina distinta e, consequentemente, propriedades divergentes [pg. 5 de Ref. 33].

Neste tipo de ligas, cada célula unitária de martensite que se forma aquando da transformação martensítica pode apresentar uma orientação cristalográfica distinta, a qual é denominada variante. A maior parte dos sistemas de Ni-Ti apresenta 24 variantes. O empacotamento das variantes da martensite pode apresentar-se sob duas formas: martensite maclada, formada pelo empacotamento das variantes auto-acomodantes, e martensite desmaclada, onde uma variante específica é dominante. A auto-acomodação remete para o comportamento onde as maclas formadas assumem um arranjo que minimiza a energia derivada da transformação martensítica [pg. 5-6 de Ref. 33].

A transformação martensítica que ocorre nas ligas com memória de forma produz uma martensite termoelástica cujas interfaces são caracterizadas pela sua baixa energia e

correspondente mobilidade quando sujeitas a variações de temperatura ou de tensão. Estas características, em associação com o constrangimento que resulta da perda de simetria durante a transformação martensítica, conferem a reversibilidade cristalográfica deste tipo de transformações. O crescimento da martensite termoelástica resulta de um crescimento contínuo da fase martensítica, durante o arrefecimento. Se este for interrompido, a transformação cessa; caso o arrefecimento prossiga, o crescimento é retomado [31].

Em função do tratamento térmico, termomecânico ou da composição da liga, pode ser verificada uma fase intermédia, denominada fase-R, que antecede tipicamente o aparecimento da martensite e cuja estrutura pode ser vista como uma distorção da estrutura B2 ao longo de uma direcção $\langle 111 \rangle$ [34].

A transformação martensítica pode ser induzida quer por variação da temperatura, quer por deformação da liga através da aplicação de uma dada tensão: a martensite é favorecida a baixas temperaturas (sendo por isso considerada a fase de baixa temperatura, enquanto a austenite é considerada a fase de alta temperatura) [35].

Num sistema livre de tensões, as transformações de uma fase para a outra são caracterizadas pelas suas temperaturas de transformação e encontram-se esquematizadas na figura 1.5: No aquecimento, a transformação da martensite em austenite é caracterizada pelas temperaturas de início e fim da transformação em austenite (A_s e A_f , respectivamente). Similarmente, no arrefecimento, a transformação da austenite em martensite é caracterizada pelas temperaturas de início e fim da transformação martensítica (M_s e M_f , respectivamente). Estas temperaturas seguem, por isso, a relação $M_f < M_s < A_s < A_f$ [35]. Note-se que esta transformação martensítica origina uma martensite maclada. Caso se verifique a aplicação de uma carga ao material quando este se encontra na fase martensítica maclada (a baixa temperatura), é possível obter uma desmaclagem da mesma através da reorientação espacial de um determinado número de variantes [pg. 6 de Ref. 33].

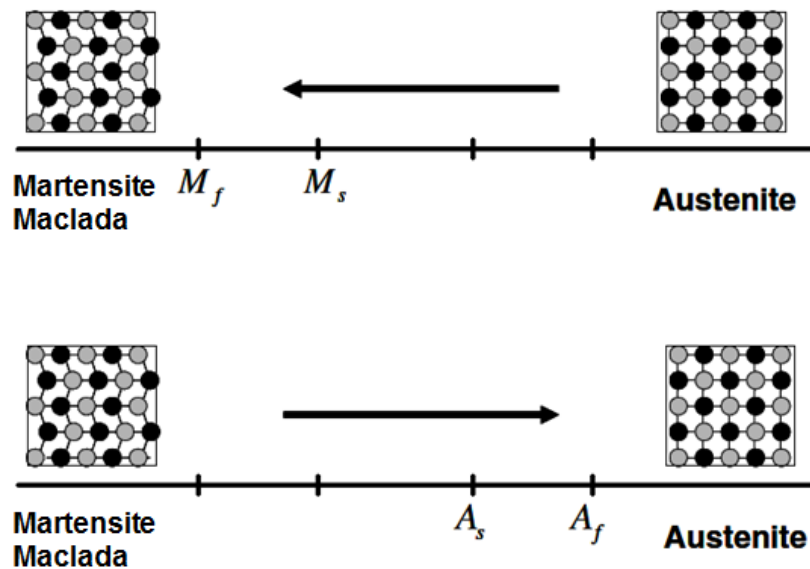


Figura 1.5 – Representação esquemática das transformações de fase induzidas pela acção da temperatura num sistema livre de tensões. Adaptada de [pg. 6 de Ref. 33]

Grande parte da transformação ocorre num intervalo estreito de temperaturas, embora se verifique o espraio das temperaturas de início e fim da transformação ao longo de uma gama muito alargada de temperaturas. Este espraio da transformação (M_s a M_f para a transformação directa e A_s a A_f para a transformação inversa) deve-se sobretudo à energia elástica armazenada. Verifica-se ainda que esta transformação apresenta histerese na medida em que as gamas de temperaturas de transformação em aquecimento e arrefecimento não coincidem. A histerese de transformação é devida à energia irreversivelmente dissipada sob a forma de atrito interno durante a transformação [31].

Numa gama de temperaturas intermédias, a fase-R, como referido anteriormente, pode surgir. Esta apresenta-se como uma fase independente, exibindo por isso, um comportamento de memória de forma próprio, em vez de se apresentar como um mero precursor da fase martensítica. A fase-R pode ser observada nos sistemas Ni-Ti apenas se a temperatura para a formação da martensite for suficientemente baixa, de modo a evitar a transformação directa da austenite em martensite. A fase-R pode ser obtida durante o aquecimento apenas se o arrefecimento estiver terminado antes de ser atingida a temperatura M_s (ciclo térmico incompleto) [36].

1.2.2 Transformação Induzida por Tensão, Efeito de Memória de Forma e Superelasticidade

As transformações induzidas por tensão revestem-se de uma extrema importância na actuação dos fios ortodônticos superelásticos.

Para temperaturas superiores a A_f , para as quais se verifica a predominância da fase austenítica, é possível induzir a transformação martensítica pela aplicação de tensão. Assim, o comportamento mecânico de uma liga de Ni-Ti para estas condições de temperatura pode ser representado genericamente de acordo com o gráfico tensão-extensão (σ - ϵ) (ver figura 1.6): Aquando da aplicação de uma carga mecânica, verifica-se um comportamento elástico da austenite, entre os pontos A e B. A partir de um dado nível de carga, a austenite torna-se instável, dando origem a uma transformação martensítica induzida por tensão [pg. 13 de Ref. 33].

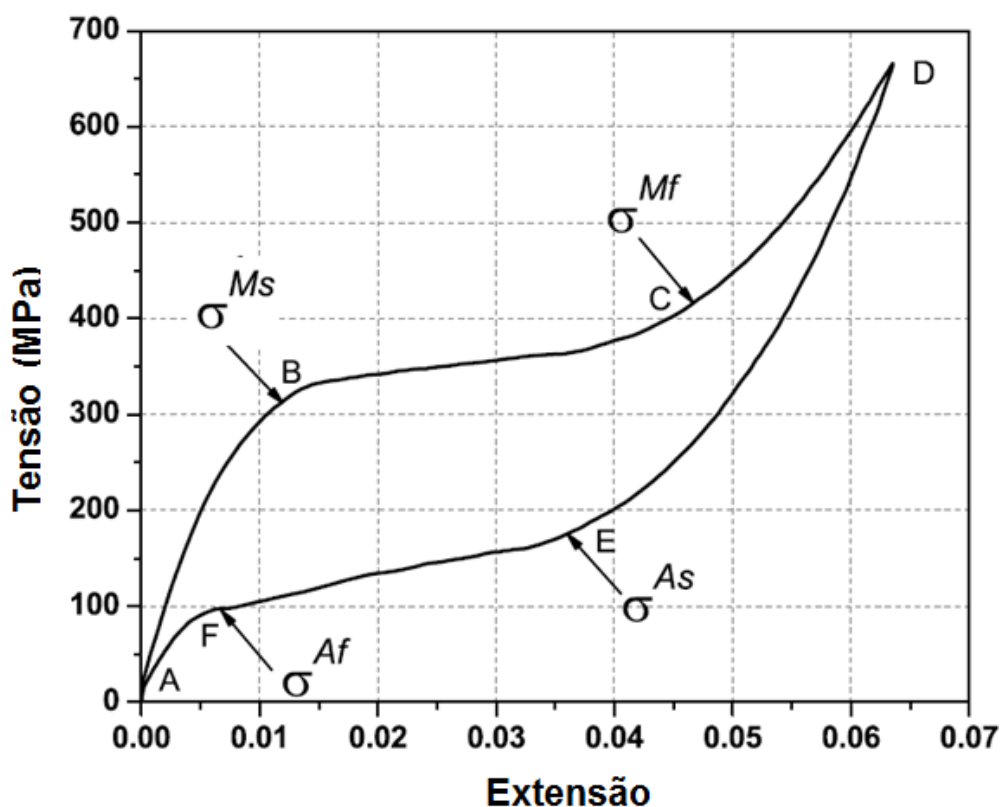


Figura 1.6 – Curva σ - ϵ representativa da deformação superelástica da austenite. Adaptada de [pg. 14 de Ref. 33]

Note-se que o módulo de *Young* da liga Ni-Ti na fase austenítica vai corresponder ao valor do declive do segmento mais rectilíneo descrito pelo segmento A-B, ou seja, pelo início da aplicação de tensão até ao ponto onde a martensite começa a ser formada [37]. O valor de tensão para o qual a transformação martensítica tem início é designado σ^{Ms} . Esta transformação

prossegue, originando um patamar de tensão (correspondente ao segmento B-C) até que toda a austenite se transforme em martensite, sendo que a transformação martensítica é finalizada a uma tensão denominada σ^{Mf} . Esta transformação dá origem a uma martensite completamente desmaclada [pg. 13 de Ref. 33]. Note-se que as placas de martensite induzida por tensão crescem e coalescem do mesmo modo que a martensite termoformada [pg. 48 de Ref. 30]. O patamar de tensão encontra-se associado ao carregamento elástico da fase martensítica onde, perante um aumento do valor de extensão, o valor de tensão verificado permanece praticamente constante. Após o ponto C, um aumento no valor de tensão não perpetua a transformação martensítica, apenas promove a deformação elástica da martensite desmaclada, bem como a transformação gradual da austenite residual (segmento C-D). Quando a carga é retirada, verifica-se o descarregamento elástico da martensite (segmento D-E) [pg. 14 de Ref. 33]. Através do declive da parte mais rectilínea do segmento D-E, onde a relação entre a tensão e a extensão é novamente linear, é possível obter o módulo de *Young* correspondente à fase martensítica [37]. No ponto E, dá-se o início da transformação inversa, onde a martensite dá origem à austenite. O início desta transformação ocorre para um valor de tensão correspondente a σ^{As} . Verifica-se novamente um patamar de tensão (segmento E-F), para o qual a transformação em austenite é terminada. A partir do ponto F, para o qual se verifica o fim da transformação em austenite traduzido pelo valor de tensão σ^{Af} , o material retoma à região elástica da austenite, prosseguindo até um descarregamento completo no ponto A, não sendo verificada, no caso ideal, deformação residual após o processo de carga e descarga [pg. 14-15 de Ref. 33]. O interesse do estudo do patamar correspondente à transformação em austenite (também denominado patamar de desactivação ou de descarga por alguns autores) deve-se ao facto dos fios ortodônticos superelásticos actuarem neste patamar de forças [38].

A trajectória da transformação martensítica não coincide com a da transformação em austenite, o que se traduz num anel de histerese [pg. 14 de Ref. 33]. Este fenómeno deve-se ao facto de, associada à transformação martensítica, se verificar a introdução de defeitos que permitem a estabilização das alterações estruturais e, consequentemente, um dado estado de tensões internas inerentes à deformação. Durante transformação em austenite, ir-se-á verificar a libertação desses estados de tensões que estabilizavam a martensite, o que faz com que o patamar de tensão apresente um nível mais baixo na transformação inversa.

A capacidade do material retomar à fase austenítica após carga e descarga com a recuperação da configuração original do material é denominada *Superelasticidade* [pg. 14 de Ref. 33]. A maior parte dos materiais metálicos apresenta uma deformação elástica que pode ir até 0,5%. No entanto, no caso das ligas de Ni-Ti, estas podem sofrer uma deformação de 8% ou 10% relativamente ao seu comprimento inicial, retomando depois a sua forma inicial [pg. 24 de Ref. 30].

A transformação martensítica induzida por tensão e, consequentemente, o fenómeno de superelasticidade, só ocorrem se o sistema Ni-Ti se encontrar entre as temperaturas Af e Md [39], onde Md corresponde à temperatura a partir da qual a tensão crítica para a deformação por escorregamento de deslocações da austenite passa a ser inferior à tensão necessária para induzir a transformação em martensite [31]. A relação tensão-temperatura pode ser descrita segundo o diagrama da figura 1.7.

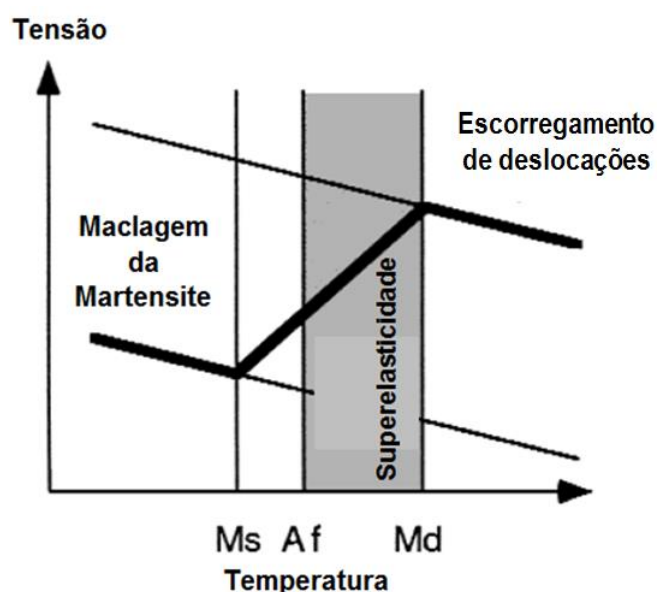


Figura 1.7 – Diagrama que expressa a relação tensão-temperatura. Encontra-se representada a linha que descreve o percurso da tensão crítica em função da temperatura para as ligas de Ni-Ti. Abaixo de Ms a deformação ocorre por maclagem da martensite. Entre Ms e Af a martensite é induzida por tensão, e uma vez induzida, é estabilizada. Entre Af e Md, a martensite induzida por tensão torna-se instável e passamos a verificar o comportamento superelástico. Acima de Md a deformação ocorre por escorregamento de deslocações, uma vez que deixamos de ter martensite induzida por tensão. Adaptada de [37]

A tensão crítica necessária para induzir a transformação martensítica varia com a temperatura: Tomando em consideração a temperatura Af, para uma dada temperatura em análise, quanto maior for o valor de Af de uma dada liga de Ni-Ti, menor será o valor correspondente à tensão crítica necessária para induzir, a uma dada temperatura, a transformação martensítica e consequente formação do patamar de tensão superior [pg. 52-53 de Ref. 30] [37].

No entanto, existem situações em que se verifica um desvio do comportamento superelástico ideal, representada na curva σ - ϵ da figura 1.8: Verifica-se, tal como na situação que descreve o comportamento superelástico, a formação de um patamar de tensão correspondente à transformação martensítica induzida por tensão (na figura 1.8 representada pelo segmento a-b), e a deformação elástica da martensite desmaclada acompanhada pela transformação gradual da austenite residual (na figura 18 representada pelo segmento b-c). No entanto, aproximadamente no ponto c, a tensão crítica para o escoamento de tensões da austenite é ultrapassada, tornando a

deformação martensítica permanente, o que impede a recuperação da deformação aquando da descarga (d-e) [40].

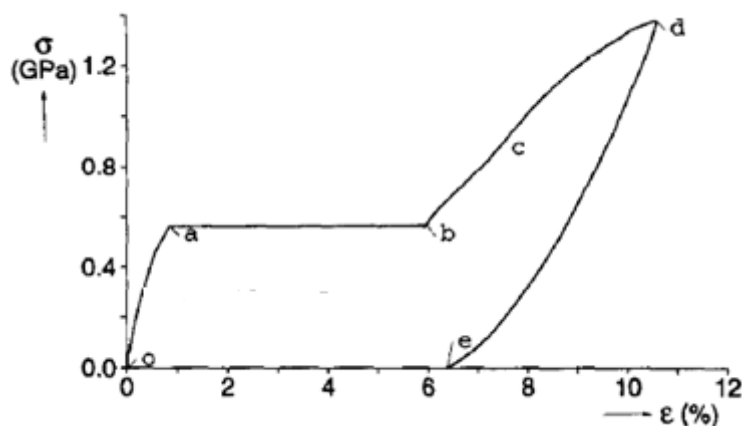


Figura 1.8 – Curva σ - ϵ onde a tensão crítica é ultrapassada o que resulta na não recuperação da deformação aquando da descarga. Adaptada de [40]

A uma temperatura abaixo de A_s , a deformação da liga de Ni-Ti por desmaclagem da martensite confere a ideia de uma deformação permanente, onde a recuperação da deformação não se verifica quando a carga é retirada à amostra, uma vez que ocorre por efeito de memória da forma [40]. Partindo da fase martensítica no estado maclado, com a aplicação de uma carga é possível obter uma desmaclagem da martensite através da reorientação de um determinado número de variantes. O processo de desmaclagem resulta numa alteração macroscópica da forma, onde a configuração da deformação é retida quando a carga é libertada. Um posterior aquecimento do material a uma temperatura acima de A_f resulta na transformação da martensite em austenite e, conseqüentemente, na recuperação completa da forma. O arrefecimento a uma temperatura abaixo de M_f conduz à formação da martensite maclada sem que ocorra uma alteração significativa na forma induzida. Este processo descreve o efeito de memória de forma e encontra-se esquematizado na figura 1.9. A carga aplicada deve ser suficientemente elevada para iniciar o processo de desmaclagem: o valor mínimo para o qual é possível iniciar o processo de desmaclagem é denominado tensão de início de desmaclagem (σ_s), enquanto os valores de tensão suficientemente elevados para originar a desmaclagem completa da martensite, corresponderão à tensão de fim de desmaclagem (σ_f) [pg. 8 de Ref. 33].

Deste modo é possível perceber que tanto o efeito de memória de forma como o comportamento superelástico ocorrem para uma mesma amostra.

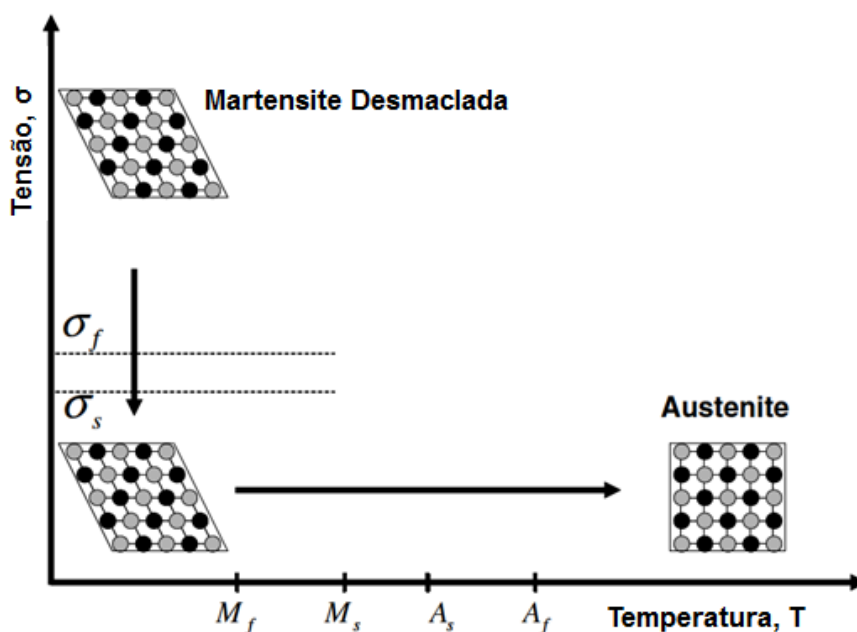


Figura 1.9 – Representação esquemática do efeito de memória de forma. Uma liga de Ni-Ti apresenta efeito de memória de forma quando é deformada na prevalência da fase martensítica no estado maclado, sendo posteriormente descarregada a uma temperatura abaixo de A_s . O aquecimento da liga a uma temperatura acima de A_f irá resultar na formação da austenite, levando o material a recuperar a forma original. Adaptada de [pg. 9 de Ref. 33]

Factores como o teor de níquel, envelhecimento, tratamentos termomecânicos ou adição de elementos de liga afectam a estrutura, permitindo um controlo do comportamento superelástico e efeito de memória de forma [pg. 49 de Ref. 32].

1.2.3 Relevância do Efeito de Memória de Forma e Comportamento Superelástico no Tratamento Ortodôntico

A relevância clínica da aplicação de fios ortodônticos produzidos a partir de ligas de Ni-Ti, resulta do recurso ao fenómeno de memória de forma e comportamento superelástico na prática ortodôntica.

Tanto a aplicação como o controlo destas propriedades irá variar com a classe de fio ortodôntico de Ni-Ti utilizada, que irá depender da fracção de austenite, martensite ou mistura de fases existente à temperatura em que os fios irão actuar.

1.2.3.1 Subdivisões dos Fios Ortodônticos de Ni-Ti

Entre as ligas de Ni-Ti utilizadas, existem 3 subdivisões: Ni-Ti Convencional, Ni-Ti Superelástico (austenítico activo) e Ni-Ti Termoactivado (martensítico activo) [23].

A liga de Ni-Ti convencional foi introduzida na área ortodôntica em 1972, pela *Unitek Corporation*, sob o nome comercial de NitinolTM, sendo composta por 50% de níquel e 50% de titânio. Esta liga deveria apresentar efeito de memória de forma à temperatura ambiente (onde a recuperação da deformação imposta seria obtida por aquecimento a partir da temperatura ambiente). No entanto este comportamento não se verificava porque o fio teria sido sujeito a deformação a frio (trefilagem) sem ter sido efectuado nenhum tratamento térmico subsequente para remover o efeito de encruamento [23]. Esta ausência da manifestação do efeito de memória de forma deve-se ao facto do material apresentar a martensite (termodinamicamente estável à temperatura ambiente) estabilizada por deformação, estando a transformação da austenite em martensite bloqueada. No entanto, a reduzida rigidez da martensite estabilizada por deformação a frio conferia a este material um comportamento interessante, permitindo a obtenção de forças de actuação relativamente baixas durante uma recuperação de deformação relativamente extensa [23].

Nas ligas de Ni-Ti superelásticas, quer a fase austenítica quer a fase martensítica apresentam um papel importante na mecânica de deformação deste tipo de ligas. A martensite, correspondente à fase de baixa rigidez, apresenta tipicamente um módulo de *Young* de 31-35 GPa, enquanto a austenite representa a fase de elevada rigidez, com um módulo de *Young* que varia tipicamente entre 84 e 98 GPa [23]. Neste tipo de fios, à temperatura ambiente (e, consequentemente, também à temperatura média à qual se encontra a cavidade oral) o fio encontra-se predominantemente austenítico. Deste modo, é possível relacionar o comportamento das ligas de Ni-Ti, descrito na figura 1.6 (curva σ - ϵ representativa da deformação superelástica da austenite) com o processo de actuação deste tipo de fios ortodônticos: Aquando da aplicação de tensão ao sistema derivada da deflexão e encaixe do fio nos *brackets* verificar-se-á a formação de martensite induzida por tensão. O patamar de tensão que descreve a transformação martensítica irá ser traduzido num patamar de activação dos fios ortodônticos [37]. O fio ortodôntico superelástico vai actuar no patamar de tensão associado à transformação inversa, correspondente ao patamar de desactivação [38]. Uma vez que este tipo de fios ortodônticos actua no patamar associado à transformação inversa, é possível aplicar às estruturas dentárias forças relativamente constantes durante a deformação do fio por um amplo período de tempo [41]. Assim, o patamar de descarga deve apresentar uma magnitude capaz de produzir forças óptimas e constantes que favoreçam uma movimentação sem danos nos tecidos e estruturas dentárias e de permitir uma reorganização dessas mesmas estruturas capaz de suportar os movimentos e alterações até à obtenção de uma oclusão dentária normal [pg. 252-254; 360 de Ref. 2].

Os fios ortodônticos termoactivados são constituídos por uma liga de Ni-Ti que se apresenta (maioritariamente) martensítica à temperatura ambiente. Além da recuperação elástica ideal,

exibem efeito de memória de forma induzido termicamente ao elevar a temperatura acima da ambiente [23] [42]. A gama de temperaturas de transformação apresentada por este tipo de ligas deve ser estreita, na medida em que o fio deve ser maleável à temperatura ambiente de modo a que seja aprisionado facilmente nos *brackets* e a transformação da martensite em austenite deverá ocorrer à temperatura bucal, a partir da qual o fio retoma à forma do arco dentário (ou seja, o comportamento superelástico é “activado” à temperatura da cavidade oral). Uma vez dada a activação, esta não deve ser afectada por um aumento da temperatura intrabucal e, a temperaturas mais baixas, o fio deverá ser mantido passivo [43].

1.2.4 Caracterização dos Fios de Ni-Ti

1.2.4.1 Determinação das Temperaturas de Transformação

A calorimetria diferencial de varrimento (DSC) apresenta-se como uma técnica que permite a determinação das temperaturas de transformação das fases em estudo: A_s e A_f para as temperaturas de início e fim da transformação da martensite em austenite, M_s e M_f para as temperaturas de início e fim da transformação da austenite em martensite e R_s e R_f para as temperaturas de início e fim da transformação da austenite em fase-R (caso esta ocorra) [44]. Neste tipo de caracterização é medida a quantidade de calor absorvida ou libertada por uma amostra ao ser sujeita a um ciclo térmico de aquecimento e arrefecimento que inclua o intervalo de temperaturas de transformação do material em análise [31]. O fluxo de calor diferencial necessário para aquecer e arrefecer a amostra é registado em função da temperatura, permitindo a obtenção de um termograma [44], cujas curvas evidenciam os processos energéticos associados aos fenómenos de transformação de fase nas ligas de Ni-Ti em estudo, bem como as temperaturas de início e fim das transformações de fase: a transição da fase austenítica para a fase martensítica, ocorre no arrefecimento, implicando uma reacção exotérmica, enquanto o aquecimento da amostra a partir da fase martensítica cria um pico endotérmico associado ao aparecimento da fase austenítica [45]. A área correspondente ao pico está directamente relacionada com o calor latente da transformação [40], inerente a uma variação da entalpia (ΔH), promovida pela transformação de fase [44]. As temperaturas entre estes valores correspondem à coexistência de ambas as fases. Na figura 1.10 encontra-se exemplificado um termograma típico obtido através da análise DSC de uma amostra de Ni-Ti.

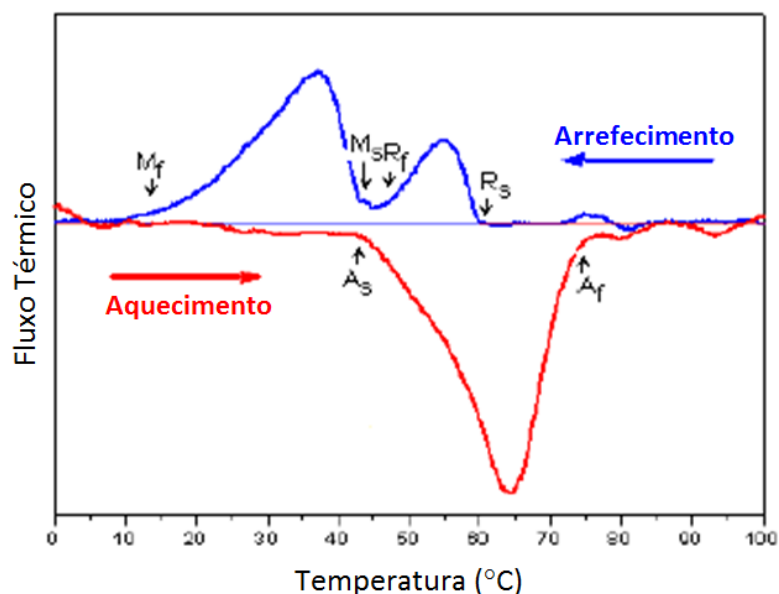


Figura 1.10 – Ensaio de DSC característico de uma liga de Ni-Ti. Adaptada de [31].

Com a análise DSC é possível verificar, para uma dada temperatura, em que fase ou mistura de fases o fio ortodôntico se encontra. Esta análise reveste-se de uma extrema importância, pois permite identificar as temperaturas em que o fio ortodôntico pode operar, bem como prever o comportamento do mesmo, nomeadamente à temperatura ambiente (25°C), à temperatura intrabucal e para variações da mesma [46]. As temperaturas intrabucais na região dos incisivos podem variar entre 5,6°C e 58,5 °C (temperatura média de 34,9°C), num período diário, enquanto na região dos pré-molares, as temperaturas variam entre 7,9°C e 54°C (temperatura média de 35,6°C). Note-se que na região dos incisivos, as temperaturas variam 79% do tempo numa gama de 33 a 37°C, para um período diário de 24 horas. A ocorrência de temperaturas abaixo deste valor observa-se, durante um dia, 20% das vezes, enquanto temperaturas acima de 37°C têm uma manifestação de apenas 1%. Estas flutuações de temperatura encontram-se não só associadas à ingestão de alimentos quentes ou frios, como também a actividades diárias ou condições climatéricas [47].

1.2.4.2 Tratamentos Térmicos

Os tratamentos termomecânicos apresentam-se como um método económico, simples e eficaz na manipulação das propriedades inerentes às transformações estruturais características das ligas de Ni-Ti. A estabilidade das transformações de fase encontra-se dependente dos tratamentos termomecânicos, nos quais os tratamentos térmicos se inserem [48]. Quer as ligas equiatómicas de Ni-Ti quer as ligas de Ni-Ti enriquecidas em níquel têm sido alvo deste tipo de tratamentos com o objectivo de ajustar as temperaturas de transformação de modo a controlar o

comportamento superelástico e efeito de memória de forma [49]. A eficiência deste tipo de tratamentos reside no facto destes induzirem fenómenos de endurecimento por precipitação [49] [50] [51]. Neste tipo de processo, a reacção de precipitação permite ajustar a composição da matriz da liga e, consequentemente, controlar as temperaturas de transformação através da criação de um equilíbrio (metaestável) entre o Ni-Ti e os precipitados de Ni_4Ti_3 [51]. A sequência de fenómenos de precipitação é, para tempos e temperaturas sucessivamente crescentes: $Ni_4Ti_3 \rightarrow Ni_3Ti_2 \rightarrow Ni_3Ti$ [31]. Em ligas de Ni-Ti enriquecidas em níquel, o endurecimento por precipitação de Ni_4Ti_3 ocorre, tipicamente, a temperaturas entre 300°C e 500°C [pg. 22 de Ref. 52].

Embora o Ni_4Ti_3 seja considerado uma fase de menor estabilidade quando comparado com o equilíbrio do precipitado Ni_3Ti , o primeiro é bastante estável a temperaturas abaixo dos 600°C, sendo que, sob condições de envelhecimento normais, apenas o Ni_4Ti_3 é observado [51].

As etapas das transformações de fase sofrem alterações quando as ligas são submetidas a tratamentos térmicos que induzem fenómenos de endurecimento por precipitação: a introdução de precipitados de Ni_4Ti_3 na matriz da liga de Ni-Ti induz a ocorrência da transformação martensítica em duas fases, $B2 \rightarrow R \rightarrow B19'$ [51].

Aquando da reacção de precipitação, a formação de precipitados de Ni_4Ti_3 é acompanhada por um decréscimo no teor de níquel existente na matriz de Ni-Ti. Como resultado, R_s e M_s irão sofrer um acréscimo em função do tempo do tratamento até ser atingido um valor constante que corresponde ao equilíbrio da composição para a temperatura verificada [51]. Devido à existência destes precipitados de elevada densidade na matriz B2, as ligas de Ni-Ti enriquecidas em níquel apresentam um comportamento superelástico muito superior garantido pelo espraçamento da gama de temperaturas de transformação que a liga sofre após o tratamento [50].

Tendo em conta a importância do comportamento superelástico na actuação dos fios ortodônticos, o ajuste das temperaturas de transformação, nomeadamente A_f , permite a criação de fios ortodônticos cujas características permitem uma adequação e adaptação a cada caso clínico. Seguem-se 4 exemplos:

- A_f 15°C: raramente utilizado em situações clínicas devido à aplicação de forças de magnitude elevada quando comparada a outros fios;
- A_f 27°C: Utilizado em pacientes que apresentem uma boa saúde periodontal e um limiar de dor de médio a alto e que necessitam de rápida movimentação dentária. Estes fios libertam forças superiores aos fios cujo A_f é 35°C ou 40°C;

- Af 35°C: Utilizado em pacientes com limiar de dor de médio a baixo, que necessitam de forças moderadas na movimentação ortodôntica;

- Af 40°C: Utilizado em casos onde a saúde periodontal se encontra comprometida. Apresenta-se como um fio que liberta forças suaves apenas quando a temperatura bucal se apresenta igual ou superior a 40°C. Deste modo o tratamento ortodôntico recorre a forças intermitentes [pg. 62 de Ref. 53].

1.2.4.3 Comportamento em Flexão

A potencial adequação dos fios ao tratamento ortodôntico depende fortemente das forças que os fios produzem durante o tratamento [54] [55].

A realização de ensaios de flexão em 3 pontos apresenta-se como uma forma de obter as características força-deslocamento que permite não só validar a utilização dos fios em Ortodontia como comparar o desempenho dos fios existentes. Na literatura, as montagens utilizadas na realização deste tipo de ensaios divergem: as variações verificadas reflectem-se, essencialmente, no tipo de apoio e no ponto de aplicação da força.

A figura 1.11 reúne as montagens mais utilizadas, tendo em conta os apoios verificados.

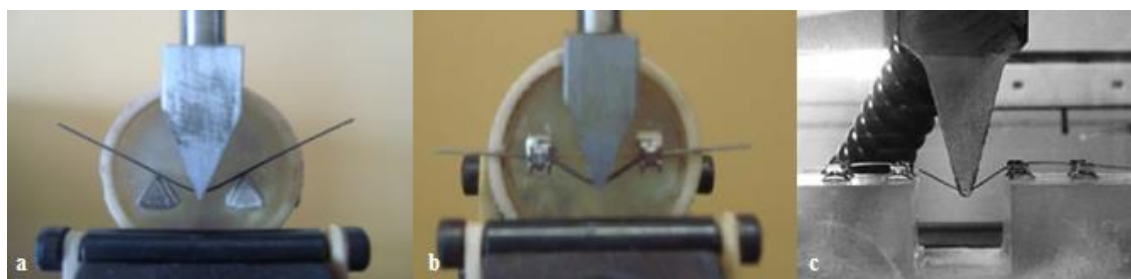


Figura 1.11 - Representação das diferentes montagens dos ensaios de flexão em 3 pontos referidas na literatura. (a) Representação descrita na norma ISO 15841 (2006) onde o fio se encontra simplesmente apoiado. Retirada de [55] (b) Representação da montagem com inclusão de 2 *brackets* (*self-ligating*) para apoio do fio ortodôntico. Retirada de [55] (c) Representação da montagem com a inclusão de 4 *brackets* (*self-ligating*). Retirada de [56]

A figura 1.11 (a) exemplifica a montagem descrita na norma ISO 15841 (2006). Neste tipo de montagem, o fio encontra-se simplesmente apoiado sem qualquer tipo de aprisionamento. No entanto, este tipo de apoio em nada se aproxima das condições da aplicação dos fios em Ortodontia, o que compromete os resultados [55]. Perante a necessidade de incluir parâmetros que aproximem os ensaios mecânicos da aplicação ortodôntica à qual os fios estão destinados, diversos autores propõem a inclusão de *brackets* como apoio dos fios em estudo, aprisionados com ligaduras elastoméricas ou metálicas ou através de *brackets self-ligating* [55] [56]. Ferreira

[55] e os seus colegas abordam esta temática e apresentam estudos comparativos da rigidez dos fios de aço inoxidável da *Dentaurum* de secção rectangular (0,41 x 0,41; 0,42 x 0,56; 0,46 x 0,64 e 0,48 x 0,64) [55]. Os resultados obtidos nos ensaios de flexão com recurso à montagem da figura 1.11 (a) encontram-se descritos na tabela 1.3.

Tabela 1.3 - Rigidez obtida para ensaios de flexão em três pontos segundo a montagem da norma ISO 15841 (2006) para fios de aço inoxidável (E=170 GPa). Adaptada de [55].

Dimensão do fio (mm)	Força por unidade de deslocamento (N/mm)
0,41 x 0,41	18,89 ($\pm 0,05$)
0,41 x 0,56	23,73 ($\pm 0,08$)
0,46 x 0,64	35,96 ($\pm 0,12$)
0,48 x 0,64	43,48 ($\pm 0,10$)

Quando estes autores incluem *brackets* (*self-ligating Discovery® SL* da *Dentaurum*) como apoios laterais nos ensaios de flexão, como representado na figura 1.11 (b), verificam um aumento dos esforços medidos para as mesmas deflexões. Estes valores variam ainda por influência de parâmetros intrínsecos à geometria dos *brackets*, como, por exemplo, a sua largura. Na tabela 1.4 encontram-se os resultados obtidos por Ferreira [55] que confirmam estes factos.

Tabela 1.4 - Rigidez obtida por Ferreira para ensaios de flexão em três pontos com *brackets* de larguras de 2,4 mm, 3,0 mm e 3,6 mm. Adaptada de [55].

Dimensões do fio (mm)	Largura do <i>bracket</i>		
	2,4mm	3,0mm	3,6mm
	Força por unidade de deslocamento (N/mm)		
0,41 x 0,41	23,33	31,55	41,88
0,41 x 0,56	33,74	46,22	61,47
0,46 x 0,64	60,45	79,69	107,58
0,48 x 0,64	68,11	97,30	136,22

A análise da tabela 1.4 coloca ainda em evidência outro aspecto fundamental na relação entre a secção do fio e o aprisionamento: com o aumento das dimensões relativas à secção do fio, especialmente da largura, sem que ocorra variação na largura do *bracket*, verifica-se um aumento na rigidez do fio. Deste modo percebe-se a influência da geometria nos fenómenos de escorregamento do fio, muitas vezes referenciados neste tipo de ensaios. Deve ainda ser referido que a utilização de fios de secção rectangular apresentará um tipo de aprisionamento diferente da utilização de fios de secção circular uma vez que estamos perante superfícies de escorregamento distintas.

No estudo desenvolvido por Quintão [54] e os seus colegas, foi testado o fio de Ni-Ti superelástico *Sentalloy L* (*Gac International*) de diâmetro igual a 0,400mm, numa montagem

semelhante à representada na figura 1.11 (b), com recurso a *brackets* convencionais da marca *Morelli* (não é mencionado o tipo de aprisionamento). Para um deslocamento de 2mm, os autores conseguiram obter um patamar de desactivação cuja força média registada foi de $2,545 \pm 0,037\text{N}$, a uma temperatura controlada de 37°C [54].

Lombardo [56] e os seus colegas recorreram à montagem representada na figura 1.11 (c) para caracterizar os fios de Ni-Ti em estudo tendo em conta a extensão, força média e declive do patamar de desactivação. Os ensaios foram realizados, a uma temperatura controlada de 37°C e com uma distância entre apoios correspondente a 14mm. Os *brackets* utilizados foram *self-ligating Damon 3Mx* da *Ormco*. Entre os fios estudados destacam-se os fios da marca *Dentaurum* com a especificação *Rematitan Lite*, de diâmetros 0,305mm, 0,356mm e 0,406mm e os fios da *Ormco*, de diâmetro correspondente a 0,305mm. Para um deslocamento de 4mm, os resultados obtidos por estes autores encontram-se resumidos na tabela 1.5 [56].

Tabela 1.5 – Resultados do estudo de Lombardo. Retirada de [56]

	Declive do patamar (g/mm)	Extensão do patamar (mm)	Força média do patamar (g)
<i>Dentaurum</i> Ø0,305mm	5,0	2,77	68,8
<i>Dentaurum</i> Ø0,356mm	11,4	2,84	109,6
<i>Dentaurum</i> Ø0,406mm	10,8	2,79	180,2
<i>Ormco</i> Ø0,305mm	8,8	3,03	54,0

Nos casos de estudo anteriormente mencionados, o ponto de aplicação da força constituía o próprio fio ortodôntico. Ferreira menciona também a inclusão de um *bracket* como ponto de aplicação da força [55]. Este tipo de montagem encontra-se representado na figura 1.12.



Figura 1.12 - Representação da montagem com inclusão de 3 *brackets* (*self-ligating*) para apoio do fio ortodôntico e ponto de aplicação da força. Retirada de [55]

Neste estudo, os autores comparam o fio de aço inoxidável de 0,48 mm x 0,64 mm, considerando as montagens segundo as condições da norma ISO 15841 (2006) (Figura 1.11 (a)), montagem para dois *brackets* (Figura 1.11 (b)) e para três *brackets* (Figura 1.12). Estes referem que a força máxima medida no ensaio de flexão em três pontos segundo a norma (28 N)

aumenta em 86% com a inclusão de dois *brackets* (52 N) e em 136% com a inclusão de três *brackets* (66 N) [55].

1.2.4.4 Esterilização dos Fios Ortodônticos

Dadas as propriedades mecânicas bem como o custo dos fios de Ni-Ti, os ortodontistas têm vindo a considerar a esterilização dos fios, para uma posterior reutilização dos mesmos. Esta esterilização pode suscitar preocupações relativas às potenciais alterações nas propriedades dos fios [57].

O trabalho de Mayhew e Kusy [58] demonstrou que a esterilização de segmentos rectilíneos de fios ortodônticos de Ni-Ti de secção rectangular a partir do estado “como recebido” não induz alterações nos mesmos. Entre os processos de esterilização que os autores abordaram no estudo destacam-se a esterilização por calor seco a 180°C durante 60 minutos e a esterilização por autoclave sujeita a condições de 121°C e 103 a 138 kPa (15 a 20 psi) durante 20 minutos [58].

2. Materiais e Métodos

2.1 Materiais

Os fios de Ni-Ti estudados no âmbito deste trabalho foram divididos em duas categorias: fios ortodônticos e fios com potencial aplicação em Ortodontia.

Relativamente aos fios ortodônticos, foram seleccionados dois tipos de fios comerciais, ambos categorizados como fios ortodônticos superelásticos de secção rectangular e disponibilizados sob a forma de arco (figura 2.1).

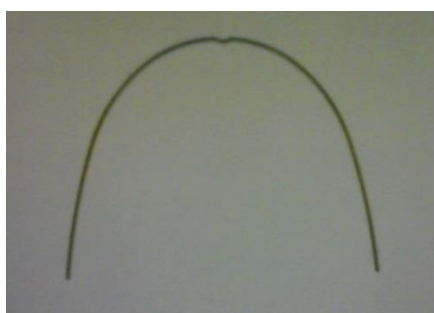


Figura 2.1 - Fio ortodôntico superelástico de secção rectangular sob a forma de arco utilizado no presente estudo.

As características destes fios encontram-se sumarizadas na tabela 2.1.

Tabela 2.1 - Características dos Fios Ortodônticos de Ni-Ti em Estudo.

Designação	Marca	Referência	Secção rectangular
<i>Rematitan® LITE DIMPLE</i>	<i>Dentaurum</i>	766-076-00	0,46x0,64 mm ²
<i>Niti Preformed archwires</i>	<i>Ormco</i>	210-0504	0,46x0,64 mm ²

A composição das ligas utilizadas no fabrico dos fios acima referidos encontra-se referenciada na tabela 2.2. Os fornecedores disponibilizam estes dados nas páginas *on-line* das suas marcas. No entanto, enquanto a informação da *Ormco* apresenta valores concretos, a *Dentaurum* disponibiliza apenas, na sua lista de materiais, um intervalo de 50-60 para a percentagem em peso de níquel. Por esta razão, foi realizada, no microscópio electrónico de varrimento do laboratório de microscopia SEM do CENIMAT, uma análise através da técnica de Espectroscopia por Dispersão de Energia (EDS) para obtenção da composição da liga; a área analisada foi, aproximadamente, 200x200µm.

Tabela 2.2 - Composição dos Fios Ortodônticos.

Fio	Ni (peso%)	Ti (peso%)	Fe (peso%)	C (peso%)	Cr (peso%)	Al (peso%)	O (peso%)	H (peso%)	N (peso%)
<i>Dentaurum</i>	56	44	≤ 0,5	≤ 0,1	-	≤ 0,1	≤ 0,1	≤ 0,01	≤ 0,01
<i>Ormco</i>	54,90	45,1	-	0,06	0,20	-	-	-	-

Para o estudo dos fios com potencialidades ortodônticas foram seleccionados 3 tipos de fios de secção circular, cujas características os tornam potencialmente aptos para aplicação em fios ortodônticos. As especificações e características destes fios encontram-se sumarizadas na tabela 2.3.

Tabela 2.3 - Características dos fios de Ni-Ti com potencial aplicação ortodôntica em estudo.

Distribuidor	Diâmetro (mm)	Lote	Especificações
<i>Euroflex</i>	0,200	SE508 #7087-1	Af<18; superfície livre de óxidos
<i>Euroflex</i>	0,240	SE508 #7711	Af<18; superfície livre de óxidos
<i>Memry</i>	0,381	#0696	Liga C

Os fios com potencial aplicação ortodôntica foram alvo de dois tratamentos térmicos distintos (descritos em 2.3), de modo a que o comportamento dos fios tratados termicamente fosse analisado a par dos restantes materiais base.

De modo a aproximar os ensaios realizados da aplicação clínica à qual os fios ortodônticos se destinam, foram utilizados *brackets* e elásticos de aprisionamento dos fios aos *brackets* nas montagens destinadas aos ensaios de flexão e atrito fio-*bracket*, referenciados nas tabelas 2.4 e 2.5.

Tabela 2.4 – *Brackets* convencionais e *self-ligating* utilizados nos ensaios de flexão e atrito fio-*bracket*.

Marca	Referência	Designação	Angulação	Torque	Dimensão do slot
Brackets Convencionais					
<i>Morelli</i>	10.30.201	Bracket Ortodôntico Prescrição <i>Edgewise Standard</i> – Incisivo Central Superior / Direito e esquerdo	0°	0°	0,56 x 0,76 mm ²
<i>Dentaurum</i>	722-305-11	<i>equilibrium</i> ® 2 Standard <i>Edgewise</i> 22, incisive tooth	0°	0°	0,56 x 0,76 mm ²
<i>3M Unitek</i>	017-551	<i>Victory Series Miniature Metal Brackets</i>	0°	0°	0,56 x 0,76 mm ²
Brackets Self-Ligating					
<i>3M Unitek</i>	004-120	<i>Smartclip SL3</i>	0°	0°	0,56 x 0,76 mm ²

Tabela 2.5 – Elásticos utilizados nos ensaios de flexão e atrito fio-*bracket*.

Elásticos de aprisionamento fio-<i>bracket</i>			
Marca	Referência	Designação	Diâmetro
<i>Morelli</i>	60.03.301	tipo bengalinha, cor cinza	1,30mm
<i>Dentaurum</i>	774-551-00	<i>plastic ligatures, transparent</i>	1,30mm

2.2 Técnicas de Caracterização

2.2.1 DSC

Os ensaios DSC foram realizados com recurso ao equipamento *DSC 204-F1 Phoenix da Netzsch*, que permite analisar amostras até 50 mg, operando numa gama de temperaturas que varia entre -150 e 600°C [59].

No procedimento inerente a esta técnica, as amostras dos arcos/fios foram cortadas de modo a que fossem obtidos segmentos rectilíneos com um comprimento nunca superior ao diâmetro do cadinho e com uma massa que variou entre 10,8mg e 23,4mg. Após serem pesados numa balança analítica, os segmentos foram limpos com álcool, secos e depositados num cadinho de alumínio, de forma a ficarem alinhados. O cadinho é então fechado e inserido no equipamento. A taxa de aquecimento e arrefecimento utilizada nos ensaios foi de 10°C/min enquanto as temperaturas de análise do ciclo térmico de aquecimento e arrefecimento foram escolhidas de modo a que não só os picos de transformação surgissem bem definidos como também fossem abrangidas as temperaturas a que o fio ortodôntico pode operar. Deste modo, o fio ortodôntico Superelástico da *Dentaurum* foi analisado para uma gama de temperaturas entre -130°C e 85°C, os fios *Euroflex* #7087-1 ($\varnothing=0,200\text{mm}$), *Euroflex* #7711 ($\varnothing=0,240\text{mm}$), *Memry* #0696 ($\varnothing=0,381\text{mm}$) e Superelástico da *Ormco* foram analisados para uma gama de temperaturas entre -150°C e 150°C, enquanto o fio *Euroflex* #7087-1 ($\varnothing=0,200\text{mm}$) tratado termicamente a 450°C durante 10 minutos foi analisado entre -20°C e 150°C. Deste modo, no arrefecimento das amostras até -150°C a refrigeração foi efectuada directamente por azoto líquido; no caso da amostra *Euroflex* #7087-1 ($\varnothing=0,200\text{mm}$) tratada termicamente, é utilizado o modo de arrefecimento em que é soprado azoto gasoso, após gaseificação do azoto líquido, uma vez que a temperatura mínima de arrefecimento encontra-se acima de -50°C.

A análise dos fios em estudo foi realizada de modo a determinar a gama de temperaturas de transformação bem como analisar o comportamento dos fios quer à temperatura ambiente (à qual os fios são manipulados e encaixados nos *brackets*) quer a uma gama de temperaturas entre 33°C e 37°C (gama de temperaturas médias para as quais os fios operam no sistema ortodôntico), tendo em conta a fase estrutural predominante para as temperaturas mencionadas. A análise dos resultados foi efectuada com recurso aos *softwares Protheus Thermal Analysis e Peak Separation* da *Netzsch*. Perante os resultados obtidos por cada um destes *softwares*, determinou-se que os resultados seriam tratados a partir do *Peak Separation*, de modo a uniformizar a informação obtida. Esta escolha prende-se com as diferenças verificadas ao nível das temperaturas de início e fim das transformações. Estas diferenças devem-se sobretudo à técnica utilizada na determinação das temperaturas de transformação: no caso do *Protheus*

Thermal Analysis as temperaturas de transformação foram determinadas através do andamento das curvas derivadas, usando os pontos de inflexão destas curvas para identificar as temperaturas de início e final de transformação. Note-se que a parte superior do termograma corresponde ao arrefecimento enquanto que a parte inferior corresponde ao aquecimento.

O gráfico 2.1 representa o termograma obtido, para o fio ortodôntico da marca *Dentaurum* através do *Protheus Thermal Analysis*, onde vigoram também as respectivas curvas derivadas.

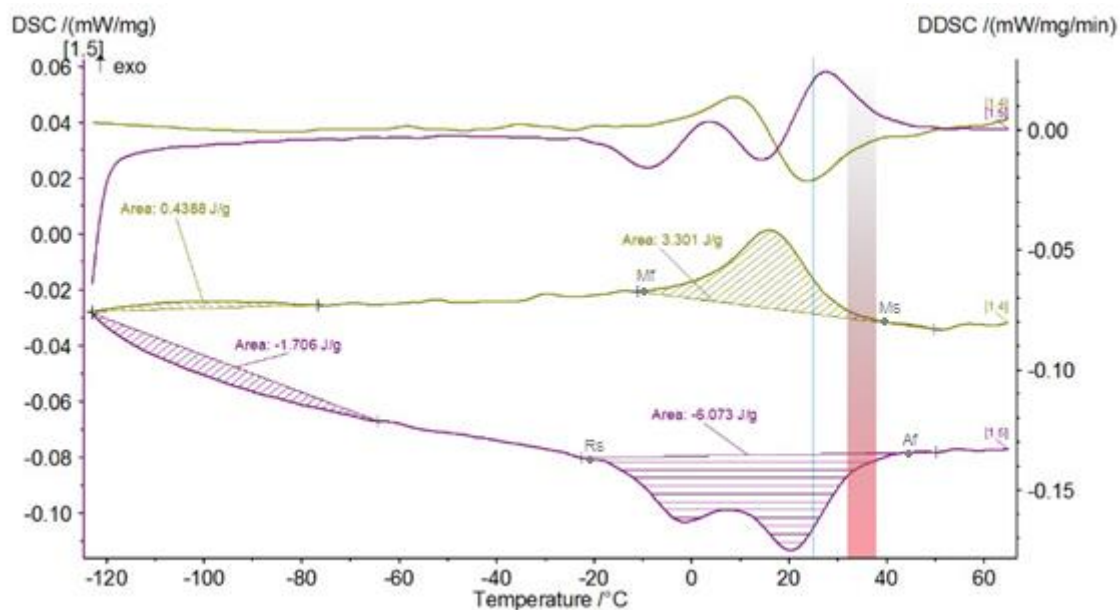


Gráfico 2.1 – Termograma obtido através do *software Protheus Thermal Analysis* para a análise das transformações de fase do fio *Dentaurum*.

O *software Peak Separation* permitiu uma análise das gamas de temperaturas de transformação através da caracterização dos picos segundo a sua posição, amplitude, largura a meia altura e assimetria. A optimização destes parâmetros através da aplicação do modelo de *Gauss-Newton* permite o seu ajuste aos resultados experimentais obtidos. A correcção da linha de base pode ainda ser feita através de um ajuste do polinómio até um máximo de 3 graus de liberdade. Assim, o *software* calcula as temperaturas de transformação através da intersecção da linha de base com a extensão da recta de maior inclinação do pico da curva. Os gráficos 2.2 e 2.3 representam os termogramas obtidos através do *Peak Separation* referentes ao arrefecimento e aquecimento, respectivamente, do fio da marca *Dentaurum*.

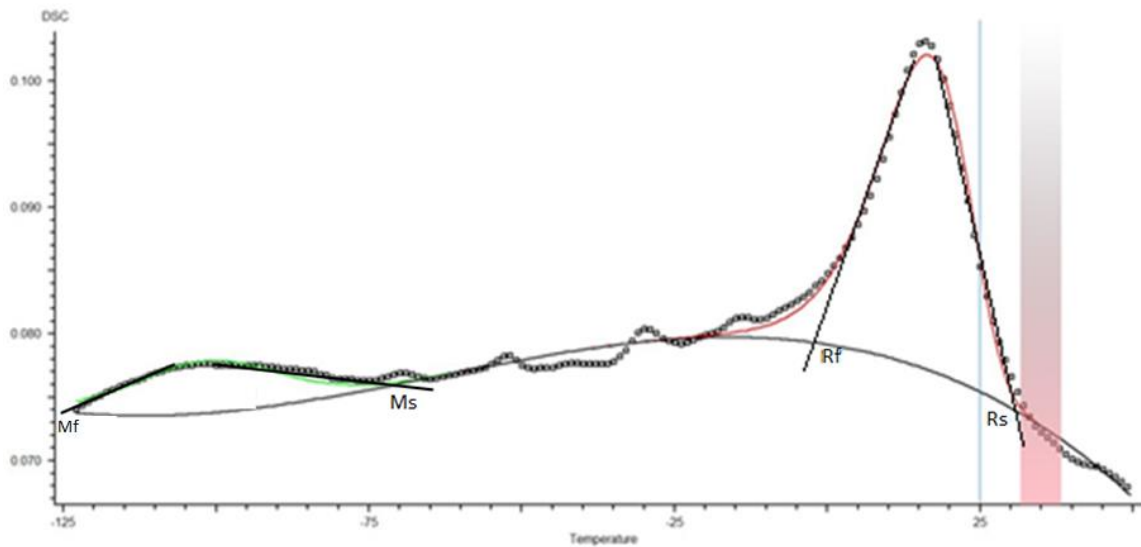


Gráfico 2.2 – Termograma obtido através do *software Peak Separation* para a análise das transformações de fase do fio *Dentaaurum* em arrefecimento.

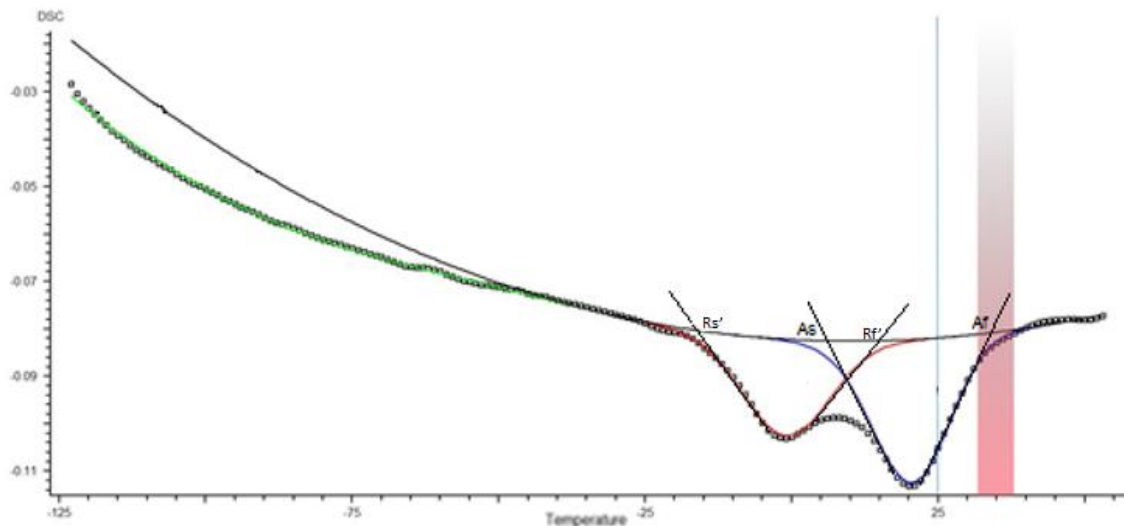


Gráfico 2.3 – Termograma obtido através do *software Peak Separation* para a análise das transformações de fase do fio *Dentaaurum* em aquecimento.

Apesar do *software Peak Separation* nem sempre apresentar uma boa representação ao nível das linhas de base, que se pode traduzir numa determinação incorrecta das temperaturas de transformação, este facto só é mais evidente a baixas temperaturas, nomeadamente na formação de martensite a mais baixas temperaturas. Tendo em conta que a aplicação dos fios em Ortodontia está restrita a uma gama de temperaturas que nunca será inferior a 5,6°C segundo Moore e os seus colegas [47], este facto não irá prejudicar significativamente a análise de resultados. Outra vantagem que este *software* apresenta em relação ao *Protheus Thermal Analysis* prende-se com a determinação das temperaturas de transformação para picos compostos, uma vez que o *Protheus Thermal Analysis* não permite retirar os valores de

temperaturas individuais para esses casos, bem como pelo facto deste criar uma linha de base recta sobre os picos, o que potencia um falseamento na determinação das temperaturas de transformação. Note-se ainda que os resultados obtidos pelo programa *Peak Separation* apresentam uma boa reprodutibilidade, na medida em que vão ao encontro da determinação das temperaturas segundo a norma *ASTM F 2005-00 Terminology for Nickel-Titanium Shape Memory Alloys* [60]. No entanto, este programa apresenta limitações no grafismo reproduzido nos tratamentos, nomeadamente na obtenção de uma gama de temperaturas uniformes, o que dificulta a comparação entre as transformações que ocorrem em aquecimento e arrefecimento para uma mesma amostra. Deste modo, para uma melhor visualização dos resultados, os gráficos de DSC serão apresentados tal como obtidos nos ensaios através do *software Protheus Thermal Analysis*, sendo as gamas de temperaturas de transformação das ligas em estudo obtidas através da análise conferida pelo programa *Peak Separation*. Os gráficos de DSC obtidos por este último *software* são apresentados no anexo A.

A notação seguida para a especificação das temperaturas, embora bastante uniforme para as transformações em arrefecimento, não tem o mesmo consenso para as transformações em aquecimento [51], sobretudo no caso de haver 2 etapas e estas se encontrarem parcialmente sobrepostas. A notação seguida neste trabalho para as transformações em aquecimento será a seguinte:

R_s' e R_f' para o início e final da transformação de B19' em fase-R;

A_s e A_f para o início e final de transformação de fase-R em B2.

Os fios ortodônticos da *Dentaurum* e *Ormco* foram ainda submetidos a uma simulação do processo de esterilização, onde os fios são sujeitos a temperaturas de 121°C. Neste âmbito, o objectivo foi verificar se a exposição prolongada às temperaturas de esterilização afectaria a estrutura dos fios ortodônticos. Para tal foram realizados dois ciclos térmicos, entre 0°C e 150°C, separados por um patamar de 124°C, mantido durante 2 horas. Os resultados foram tratados através do *software Protheus Thermal Analysis*.

A análise dos fios da *Dentaurum* tratados termicamente (ver 2.3) foi efectuada, para um varrimento de temperaturas entre -50°C e 80°C, através do *software Protheus Thermal Analysis*, de modo a verificar possíveis coincidências ao nível da posição dos picos de transformação.

2.2.2 DRX

A análise por difracção de raios-X (DRX) foi efectuada no laboratório de DRX do CENIMAT. A figura 2.2 (b) ilustra o porta-amostras onde a montagem utilizada no ensaio foi realizada.

Foram cortadas 10 porções rectilíneas do fio *Dentaurum* com um comprimento aproximadamente igual a 9mm. Na figura é ainda visível o orifício onde o termopar é inserido.

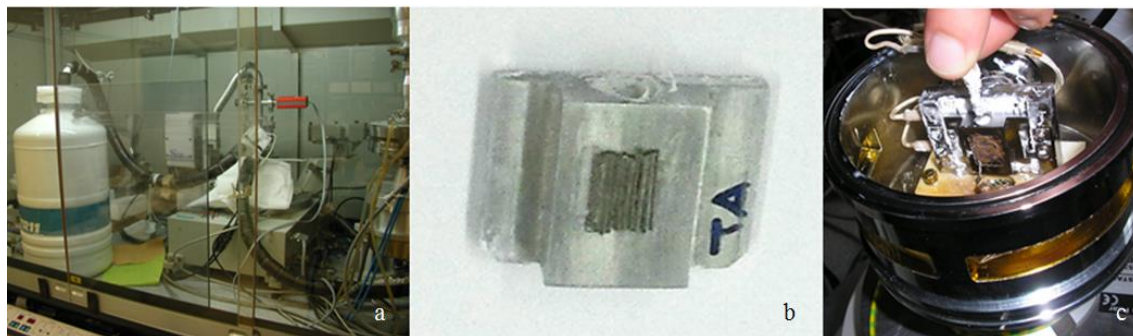


Figura 2.2 – (a) Vista geral do equipamento DRX. (b) Porta-amostras da câmara para a realização do ensaio DRX com montagem utilizada no ensaio. (c) Interior da câmara TTK-450 com porta-amostras montado.

Após o corte dos segmentos rectilíneos, estes foram colados no porta-amostras, sendo este inserido na câmara para a realização do ensaio DRX.

O varrimento de temperaturas utilizado na análise foi de 100°C a -150°C durante o arrefecimento e de -150°C a 100°C durante o aquecimento.

2.2.3 Caracterização mecânica

Os ensaios mecânicos foram realizados no equipamento *Autograph Shimadzu*, modelo AG-500NG, com recurso quer à célula de carga de 500N quer à célula de 50kN limitada para 500N. O *software* utilizado para controlo dos ensaios e tratamento dos resultados obtidos foi o *TRAPEZIUM2*.

2.2.3.1 Ensaios de Tracção

Tanto os fios ortodônticos como os 3 tipos de fios para estudo da sua potencialidade a nível ortodôntico no estado como recebido e tratado termicamente foram submetidos a ensaios de tracção. O comprimento útil da amostra, para os arcos de secção rectangular, foi seleccionado de maneira a trabalhar com um segmento o mais rectilíneo possível (figura 2.3).



Figura 2.3 – Arco ortodôntico onde se identifica o segmento mais rectilíneo do mesmo, utilizado nos ensaios.

Deste modo, os comprimentos dos segmentos dos fios ortodônticos em estudo variaram entre 19,10mm e 36,65mm. No caso dos fios com potencialidades ortodônticas, os comprimentos variaram entre 35,08mm e 85,75mm. As amostras foram posicionadas entre as garras do dispositivo, de modo a que a porção de fio que fica preso em cada uma das garras nunca seja inferior a 1 cm de comprimento. Para garantir a minimização de fenómenos de escorregamento, o fio foi preso com auxílio de lixa.

Tendo em conta que os fios ortodônticos operam no domínio elástico ou superelástico, foi escolhido um limite de deformação que não atingisse a tensão de cedência do material. Este limite foi escolhido tendo em conta o comprimento útil utilizado, onde a deformação escolhida constituía cerca de 8-9% desse comprimento, à excepção do fio de diâmetro correspondente a 0,200mm da *Euroflex* cuja extensão máxima realizada foi de 6%. Sendo atingido este valor, o fio é descarregado para uma carga nula. Para uma resposta mais significativa do material, foram realizados 3 ciclos de carga e descarga. Na construção e análise dos gráficos σ - ϵ , o primeiro ciclo de carga e descarga foi desprezado de modo a minimizar a componente correspondente ao ajuste do material e escorregamento nas garras. O último ciclo foi também desprezado uma vez que não foi efectuado um estudo relativo à deformação recuperável. Os ensaios foram realizados a uma velocidade constante de 2mm/min e à temperatura ambiente.

Para o cálculo das tensões, a força registada ao longo do ensaio (F) foi dividida pela área do fio:

$$\sigma = \frac{F}{\pi \frac{d^2}{4}} \text{ (MPa)} \quad (\text{Eq. 2.1})$$

no caso dos fios de secção circular, onde d corresponde ao diâmetro do fio;

$$\sigma = \frac{F}{w.h} \text{ (MPa)} \quad (\text{Eq. 2.2})$$

no caso dos fios de secção rectangular, onde w corresponde à largura do fio e h à altura.

O cálculo das extensões nominais foi realizado através da equação 2.3

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{L_0} \cdot 100 \text{ (\%)} \quad (\text{Eq. 2.3})$$

onde ΔL é a deformação introduzida na amostra e L_0 é o comprimento inicial da amostra.

O comportamento mecânico à tracção dos fios ortodônticos foi caracterizado tendo em conta: a tensão para a qual a transformação martensítica tem início (σ^{Ms}); a tensão para a qual a transformação martensítica termina (σ^{Mf}); a tensão para a qual a transformação em austenite tem início (σ^{As}); a tensão para a qual a transformação em austenite termina (σ^{Af}); o espraçamento da transformação martensítica ao longo do eixo das tensões ($E\sigma_M$, onde $E\sigma_M = \sigma^{Mf} - \sigma^{Ms}$); o espraçamento da transformação em austenite ao longo do eixo das tensões ($E\sigma_A$, onde $E\sigma_A = \sigma^{Af} - \sigma^{As}$); a histerese em tensão das transformações (uma vez que as tensões de início e fim da transformação em austenite não coincidem com as tensões de início e fim da transformação martensítica. Deste modo: $H = \sigma^{Ms} - \sigma^{Af}$). Este tipo de análise foi realizada apenas para os casos em estudo que demonstraram um comportamento mecânico típico superelástico através das curvas σ - ε obtidas, uma vez que a classe de fios superelásticos em estudo opera através da deformação superelástica da austenite.

Embora o funcionamento em serviço dos fios ortodônticos não seja bem representado pela solicitação uniaxial de tracção, este tipo de ensaio permite a comparação de forma reprodutível das propriedades dos diferentes fios estudados [pg. 75 de Ref. 53], nomeadamente ao nível da identificação do comportamento mecânico típico da fase presente à temperatura ambiente (comportamento superelástico).

2.2.3.2 Ensaios de Flexão

2.2.3.2.1 Ensaio de Flexão em 3 Pontos Modificado

Os ensaios de flexão em 3 pontos modificados foram realizados, à temperatura ambiente, com recurso a dois modelos, identificados na figura 2.4 a) (modelo 1) e 2.4 b) (modelo 2).

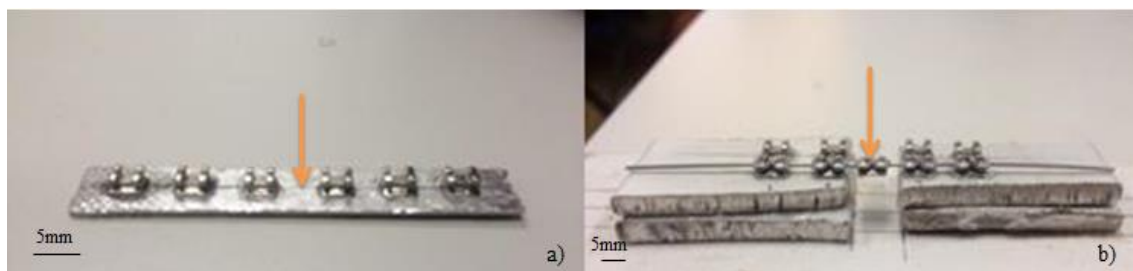


Figura 2.4 – Montagens utilizadas nos ensaios de flexão em três pontos modificados a) modelo 1 e b) modelo 2 com fio aprisionado. A seta, em ambos os modelos, indica o ponto de aplicação da força.

O modelo 1 consiste numa montagem realizada numa chapa de alumínio de dimensões 5x0,9cm, na qual foram colados 6 *brackets* convencionais da marca *Morelli*. As distâncias utilizadas foram escolhidas segundo uma adaptação da distância *interbracket* mais frequentemente referida na literatura (figura 2.5), reproduzidas de ambos os lados da montagem de uma forma simétrica [61].

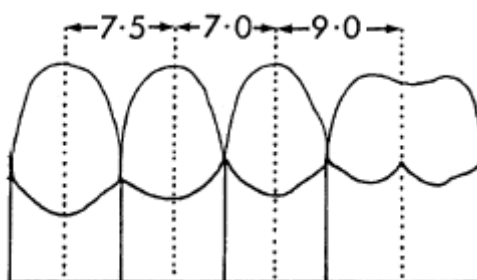


Figura 2.5 – Modelo modificado das distâncias *interbracket* segundo Wilkinson [61]. Adaptada de [61]

O modelo 2 remete para uma estrutura na qual foram colados dois conjuntos constituídos por duas chapas, distanciados a 6,40mm e com uma altura de 6,55mm. Nesta estrutura foram colados 2 tipos de *brackets* convencionais: *bracket Morelli*, também utilizado no modelo 1 e *bracket Dentaurum*. Os dois *brackets* colados nas placas encontram-se distanciados a 7,5mm tendo em conta o ponto médio de cada uma. Os *brackets* colados nas extremidades das placas encontram-se distanciados a 12mm, proporcionando a inserção de um *bracket* aprisionado no fio em análise entre os mesmos.

Os ensaios de flexão realizados para um deslocamento de 1mm foram efectuados com recurso ao modelo 1, onde a força foi aplicada directamente no fio aprisionado através de três *brackets*, posicionados de cada lado. Foram realizados ensaios sobre os fios ortodônticos, fios com potencial aplicação ortodôntica como recebidos e após tratamentos térmicos destes últimos.

Para simulação do aprisionamento dos fios ortodônticos aos *brackets* em ambiente clínico, foram utilizados elásticos ortodônticos da marca *Morelli*. O comprimento útil do fio entre o ponto médio de cada *bracket* que se encontra mais próximo do ponto de aplicação da força é 9mm. Os restantes *brackets* permitiram uma minimização do escorregamento do fio uma vez que conferem um melhor aprisionamento.

Embora numa situação clínica real a força seja exercida pelo fio quando este se encontra inserido no aparelho ortodôntico através do seu aprisionamento no *bracket*, existem inúmeros estudos cuja aplicação da força é realizada directamente no fio, o que torna a comparação entre a literatura e os resultados experimentais possível.

Os ensaios de flexão realizados para 2 e 3mm de deslocamento foram realizados com recurso ao modelo 2. Para este tipo de montagem efectuou-se uma variação referente ao tipo de *bracket* e ao tipo de elástico utilizados para o aprisionamento do fio. Deste modo, é possível destacar 3 situações distintas: (1) recurso a *brackets* e elásticos da marca *Morelli*, (2) recurso a *brackets* e elásticos da marca *Dentaurum* e (3) recurso a *brackets* *Dentaurum* e elásticos *Morelli*. Na primeira situação foram estudados os fios ortodônticos, fios com potencialidades ortodônticas e fios resultantes do tratamento térmico destes últimos. Na segunda situação, os ensaios tiveram incidência apenas no fio ortodôntico da marca *Dentaurum*, enquanto que na última situação o alvo de estudo remeteu apenas para os fios ortodônticos.

Diversos autores, tais como Parvizi [42], Wilkinson [61] e Liaw [62] recorrem a deflexões máximas de 4mm para os ensaios de flexão realizados. Liaw refere que, para esta deflexão máxima, os autores conseguiram obter uma quantidade de transformação martensítica aliada a uma diminuição da rigidez dos fios e consequente diminuição da resistência ao deslizamento dos mesmos [62]. No entanto, o aumento da deflexão implica um maior escorregamento do fio ao longo dos *brackets*, pois existe um maior comprimento de fio a ser “puxado”. Este facto implica a adição de uma forte componente de escorregamento aos resultados obtidos. Por esta razão decidiu-se que a deflexão máxima a utilizar nos ensaios não ultrapassaria os 3mm, o que vai ao encontro das distâncias de trabalho dos fios na prática ortodôntica.

O ponto de aplicação da força para ambos os tipos de modelo foi conseguido através da maquinação de uma chapa de alumínio com espessura de 3,5 mm, de modo a remover as arestas vivas, obtendo uma ponta arredondada com aproximadamente 1mm de raio de curvatura.

Nos ensaios que recorreram ao modelo 2, a força foi aplicada directamente num *bracket*, como é demonstrado na figura 2.6.

A realização deste tipo de ensaios foi executada a uma velocidade constante de 2mm/min tendo sido efectuados 3 ciclos de carga e descarga à temperatura ambiente.

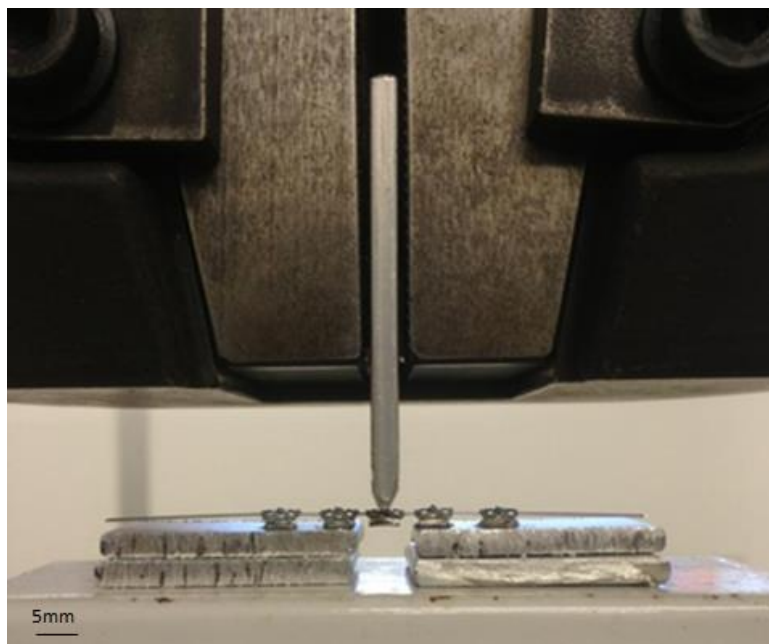


Figura 2.6 – Montagem para ensaio de flexão com recurso ao modelo 2 onde a carga é aplicada no *bracket*.

Com a realização dos ensaios de flexão acima referidos pretende-se, não só analisar o comportamento mecânico dos fios sujeitos a este tipo de solicitação como também analisar a variação de parâmetros como os *brackets* e os elásticos, o que permite comparar o mesmo fio para diferentes tipos de aprisionamento, possibilitando uma comparação experimental de duas marcas existentes no mercado.

A análise dos ensaios de flexão foi suportada pelos gráficos força-deslocamento e tensão-extensão construídos a partir dos resultados obtidos. Esta análise foi dirigida de acordo com o comportamento evidenciado pelos fios: apenas os fios que evidenciam um comportamento superelástico apresentam interesse do ponto de vista da aplicação clínica uma vez que os fios ortodônticos superelásticos operam no patamar de descarga correspondente à transformação em austenite. Assim, cada curva obtida apresenta um patamar de activação correspondente à transformação martensítica mas sem relevância clínica, e um patamar de descarga que representa a força exercida sobre os dentes durante o tratamento ortodôntico e correspondente à transformação inversa.

Através dos gráficos força-deslocamento obtidos, o comportamento do patamar de descarga foi analisado segundo 4 parâmetros: valor de força para o qual a transformação em austenite tem início (F_{As}); valor de força para o qual a transformação em austenite é finalizada (F_{Af}); a extensão do patamar (diferença entre o deslocamento verificado para F_{Af} e F_{As}) e declive do patamar. A extensão do patamar é utilizada como indicador da extensão do deslocamento para o

qual a força é, teoricamente, constante. Com a determinação do declive do patamar pretende-se em que medida o valor da força aplicada se mantém constante.

Algumas condições foram estabelecidas para a determinação destes parâmetros, tendo em conta o tipo de andamento dos gráficos obtidos, de modo a facilitar e uniformizar os resultados e a sua posterior análise:

- Foram apenas alvo de análise os resultados cujo comportamento mecânico colocou em evidência o patamar de descarga, uma vez que o tratamento ortodôntico realiza-se neste patamar;
- Na evidência de um elevado declive ao nível dos patamares de transformação, a determinação dos parâmetros estabelecidos para o patamar de descarga encontrou-se dificultada. Posto isto, foi estabelecido que F_{As} seria determinado para 80% do deslocamento total medido após o primeiro ciclo de carga e descarga ser desprezado, enquanto F_{Af} seria determinado pela intersecção entre a região elástica da austenite e o final do patamar correspondente à transformação em austenite.

A análise dos gráficos tensão-deslocamento foi realizada apenas para os fios que apresentaram um comportamento superelástico. O comportamento mecânico em flexão dos fios ortodônticos foi caracterizado tendo em conta: tensão para a qual a transformação martensítica tem início (σ^{Ms}); tensão para a qual a transformação martensítica termina (σ^{Mf}); tensão para a qual a transformação em austenite tem início (σ^{As}); tensão para a qual a transformação em austenite termina (σ^{Af}); espraçamento da transformação martensítica ao longo do eixo das tensões ($E\sigma_M$, onde $E\sigma_M = \sigma^{Mf} - \sigma^{Ms}$); espraçamento da transformação em austenite ao longo do eixo das tensões ($E\sigma_A$, onde $E\sigma_A = \sigma^{Af} - \sigma^{As}$); histerese em tensão das transformações ($H = \sigma^{Ms} - \sigma^{Af}$).

Para o cálculo das tensões nos ensaios de flexão em 3 pontos foram deduzidas as fórmulas abaixo indicadas, segundo cada um dos modelos aplicado.

O diagrama de forças correspondente aos esforços verificados para o modelo 1 encontra-se esquematizado na figura 2.7.

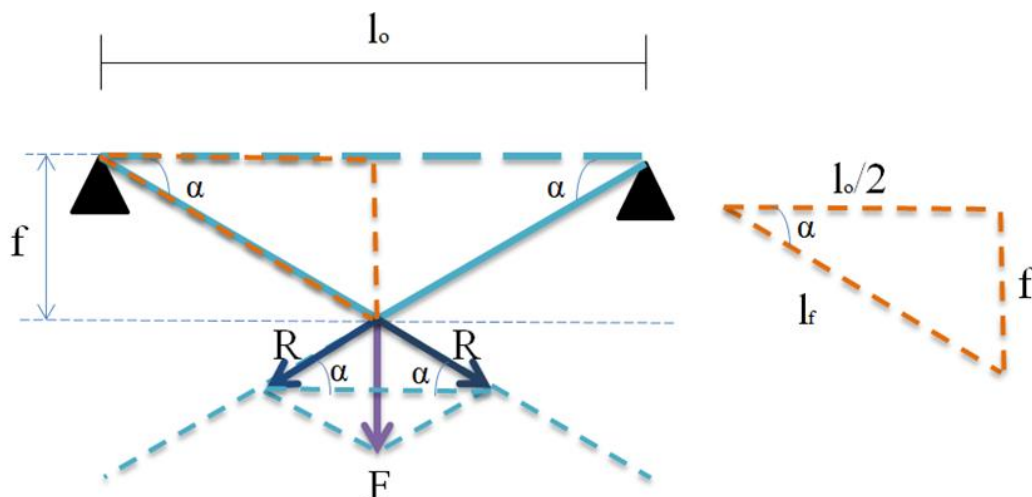


Figura 2.7. – Diagrama de forças correspondentes aos esforços verificados aquando da realização dos ensaios de flexão com recurso ao modelo 1 (à esquerda); destaque do triângulo rectângulo assinalado no diagrama de forças (à direita).

Legenda:

l_0 = comprimento entre apoios;

f = deslocamento realizado (flecha);

l_f = metade do comprimento do arame quando a flecha aplicada é f ;

F = carga aplicada;

R = componente da carga actuante.

É possível equacionar o cálculo das tensões através da relação das componentes actuantes no diagrama de forças referente ao modelo 1:

$$\text{sen} \alpha = \frac{f}{l_f} \quad (\text{Eq. 2.4})$$

onde

$$l_f = \sqrt{\left(\frac{l_0}{2}\right)^2 + f^2} \quad (\text{Eq. 2.5})$$

Por outro lado,

$$\text{sen} \alpha = \frac{\frac{F}{2}}{R} \Leftrightarrow R = \frac{\frac{F}{2}}{\text{sen} \alpha} \quad (\text{Eq. 2.6})$$

Assim tem-se:

$$R = \frac{\frac{F}{2}}{\frac{f}{\sqrt{\left(\frac{l_o}{2}\right)^2 + f^2}}} \Leftrightarrow R = \frac{F \sqrt{\left(\frac{l_o}{2}\right)^2 + f^2}}{2f} \Leftrightarrow R = \frac{F \sqrt{\frac{l_o^2 + 4f^2}{4}}}{2f} \Leftrightarrow R = \frac{F}{4f} \sqrt{l_o^2 + 4f^2} \quad (\text{Eq. 2.7})$$

Como a tensão vem:

$$\sigma = \frac{R}{w.h} \quad (\text{Eq. 2.8})$$

Então:

$$\sigma = \frac{\frac{F}{4f} \sqrt{l_o^2 + 4f^2}}{w.h} \quad (\text{Eq. 2.9})$$

Para o modelo 2, o diagrama de forças correspondentes aos esforços verificados encontra-se representado na figura 2.8.

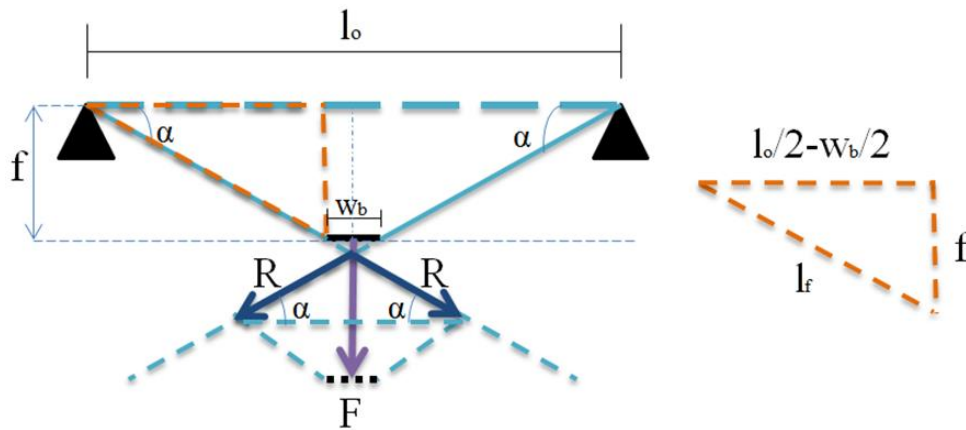


Figura 2.8 – Diagrama de forças correspondentes aos esforços verificados aquando da realização dos ensaios de flexão com recurso ao modelo 2 (à esquerda); destaque do triângulo rectângulo assinalado no diagrama de forças (à direita).

Legenda:

l_o = comprimento entre apoios;

f = deslocamento realizado (flecha);

l_f = metade do comprimento do arame menos metade do comprimento do *bracket* quando a flecha aplicada é f ;

F = carga aplicada;

R = componente da carga actuante;

w_b = comprimento do *bracket*.

É possível equacionar o cálculo das tensões através da relação das componentes actuantes no diagrama de forças referente ao modelo 2:

$$\text{sen}\alpha = \frac{f}{l_f} \quad (\text{Eq. 2.10})$$

onde

$$l_f = \sqrt{\left(\frac{l_o - w_b}{2}\right)^2 + f^2} \quad (\text{Eq. 2.11})$$

Por outro lado, vem a relação evidenciada em (Eq. 2.6). Assim, tem-se:

$$\begin{aligned} R &= \frac{\frac{F}{2}}{\frac{f}{\sqrt{\left(\frac{l_o - w_b}{2}\right)^2 + f^2}}} \Leftrightarrow R = \frac{F \sqrt{\left(\frac{l_o - w_b}{2}\right)^2 + f^2}}{2f} \Leftrightarrow R = \frac{F \sqrt{\frac{(l_o - w_b)^2 + 4f^2}{4}}}{2f} \Leftrightarrow \\ &\Leftrightarrow R = \frac{F}{4f} \sqrt{(l_o - w_b)^2 + 4f^2} \end{aligned} \quad (\text{Eq. 2.12})$$

Como a tensão vem segundo (Eq. 2.8), então:

$$\sigma = \frac{\frac{F}{4f} \sqrt{(l_o - w_b)^2 + 4f^2}}{w.h} \quad (\text{Eq. 2.13})$$

O cálculo das extensões é também equacionado, tendo como referência os esquemas representados nas figuras 2.9 e 2.10.

Para o modelo 1 as extensões nominais são calculadas do seguinte modo:

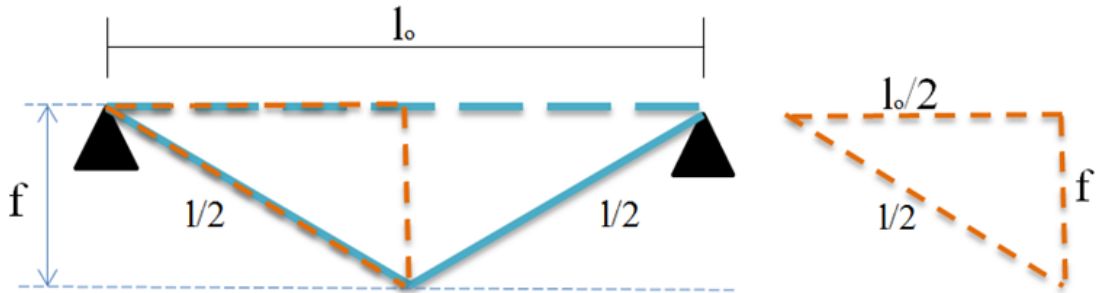


Figura 2.9 – Esquema representativo das componentes intervenientes no cálculo das extensões para os ensaios de flexão realizados no modelo 1; destaque do triângulo rectângulo assinalado no esquema das componentes intervenientes no cálculo das extensões (à direita).

Legenda:

f = deslocamento realizado (flecha);

l = comprimento total do fio que passa ao longo dos *brackets* centrais (representados pelos dois apoios);

l_o = comprimento entre apoios.

Relacionando as componentes representadas no esquema da figura 2.9 de acordo com o teorema de Pitágoras:

$$\left(\frac{l}{2}\right)^2 = f^2 + \left(\frac{l_0}{2}\right)^2 \Leftrightarrow \frac{l^2}{4} = f^2 + \frac{l_0^2}{4} \Leftrightarrow l = \sqrt{4f^2 + l_0^2} \quad (\text{Eq. 2.14})$$

A extensão nominal, de acordo com (Eq. 2.3), virá dada por

$$\varepsilon = \frac{l - l_0}{l_0} \cdot 100 (\%) \quad (\text{Eq. 2.15})$$

tendo em atenção que $\Delta l = l - l_0$.

Para o modelo 2 as extensões nominais são calculadas do seguinte modo:

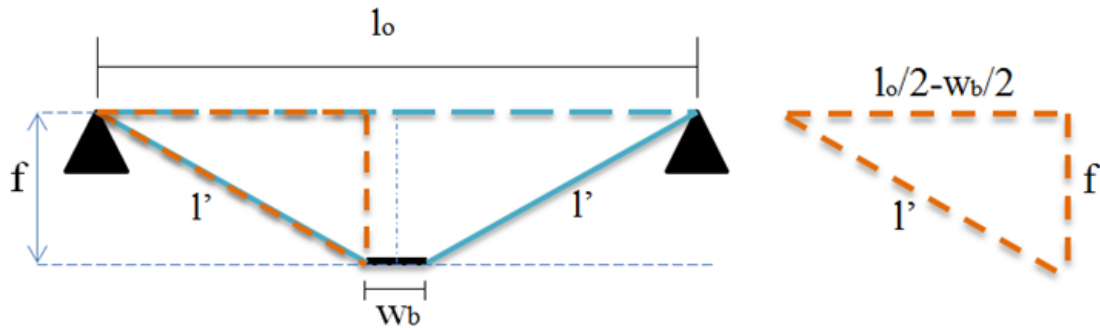


Figura 2.10 – Esquema representativo das componentes intervenientes no cálculo das extensões para os ensaios de flexão realizados no modelo 2; destaque do triângulo rectângulo assinalado no esquema das componentes intervenientes no cálculo das extensões (à direita).

Legenda:

f = deslocamento realizado;

l' = segmento constituente do comprimento total do fio que passa ao longo dos *brackets* centrais (representados pelos dois apoios);

l_0 = comprimento entre apoios;

w_b = comprimento do *bracket*.

O comprimento total do fio, representado por l , que passa ao longo dos *brackets* centrais (representados pelos dois apoios) devido à aplicação da carga é representado por:

$$l = 2l' + w_b \quad (\text{Eq. 2.16})$$

Relacionando as componentes representadas no esquema da figura 2.10 de acordo com o teorema de Pitágoras:

$$l'^2 = f^2 + \left(\frac{l_o}{2} - \frac{w_b}{2}\right)^2 \Leftrightarrow l' = \sqrt{f^2 + \left(\frac{l_o}{2} - \frac{w_b}{2}\right)^2} \quad (\text{Eq. 2.17})$$

Assim, a extensão nominal virá dada de acordo com (Eq. 2.15).

Tomando como exemplo o fio da marca *Dentaurum*, para um deslocamento máximo de 2mm (modelo 2 com recurso a *brackets Morelli*), o gráfico representativo da tensão-extensão para os 3 ciclos de carga e descarga vem:

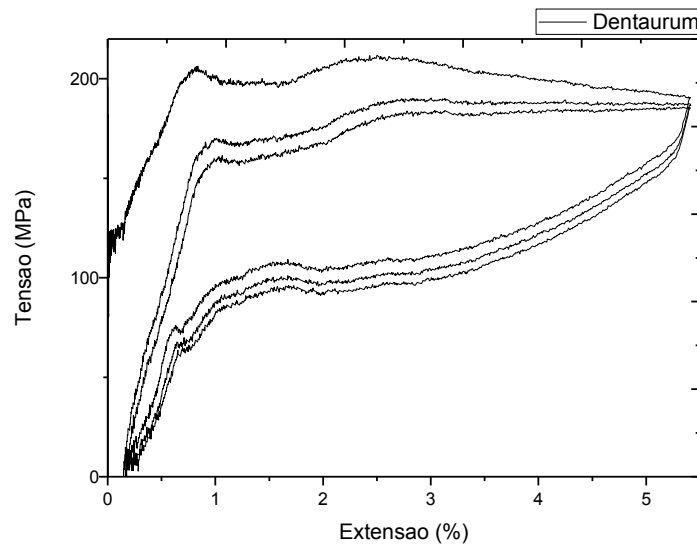


Gráfico 2.4 - Tensão (MPa) – extensão (%) correspondente ao fio da marca *Dentaurum* para um deslocamento máximo de 2mm.

O primeiro ciclo revela um comportamento anómalo em comparação com os restantes devido à acomodação da carga e descarga associada ao escorregamento do fio ao longo dos *brackets*. Tendo em conta que este comportamento se repercute em todos os casos, o primeiro ciclo é desprezado na construção, não só dos gráficos tensão-extensão, como dos gráficos força-deslocamento, de modo a minimizar este efeito.

2.2.3.2.2 Ensaio de Flexão em Modelo da Arcada Dentária

Foram ainda realizados ensaios de flexão com recurso a dois modelos de simulação da arcada dentária (macro modelo arcada dentária classe I com a referência 68) da marca Sorrir (São Paulo, Brasil). Foi retirado a cada um dos modelos o dente correspondente ao incisivo central esquerdo, de modo a que o deslocamento fosse exercido nessa secção. O recurso a dois modelos deve-se à utilização de dois tipos de *brackets* na realização dos ensaios: *convencional* e *self-ligating*, ambos da marca *3M Unitek*. Estes foram colados aos dentes dos modelos. Os fios

ortodônticos da *Dentaurum* e *Ormco* foram ensaiados em cada um dos modelos da arcada, cujo objectivo seria verificar não só diferenças ao nível da utilização de tipos de *brackets* distintos bem como a influência da marca do fio para um mesmo tipo de *bracket*. De modo a garantir o aprisionamento do fio ao *bracket* convencional foram utilizados elásticos da marca *Dentaurum*.

O modelo da arcada foi aprisionado através de uma estrutura constituída por braços metálicos e grampos de modo a minimizar o escorregamento aquando da aplicação da força por meio de uma régua de alumínio com a ponta boleada (raio de curvatura de cerca de 1 mm), sendo a força aplicada directamente no *bracket*. Note-se que, embora os *brackets self-ligating* possuam um sistema de aprisionamento tipo clip para o qual não existe necessidade de utilização de elásticos ortodônticos, o aprisionamento do *bracket self-ligating* sobre o qual a força foi aplicada foi reforçado com um elástico *Dentaurum* de modo a prevenir o escorregamento do *bracket* que culminaria com a força aplicada no fio.

A montagem deste tipo de ensaio encontra-se identificada na figura 2.11.

Os ensaios foram realizados a temperatura controlada (entre 33°C e 37°C de modo a simular as condições de temperatura médias da cavidade bucal) através da imersão do modelo da arcada em água cuja temperatura foi ajustada e medida com auxílio de um termómetro. Estes foram executados a uma velocidade constante de 1mm/min e efectuados 3 ciclos de carga e descarga para um deslocamento máximo de 2mm.



Figura 2.11 – Representação da montagem utilizada na realização dos ensaios de flexão com recurso ao modelo de simulação da arcada dentária. É possível verificar a montagem utilizada para aprisionar o modelo da arcada dentária com os *brackets* e o fio ortodôntico em posição e a régua utilizada para aplicar a carga no *bracket*. É ainda possível verificar a sonda do termómetro utilizado para controlar a gama de temperaturas na qual estes ensaios de flexão foram realizados.

2.2.4 Atrito Fio-Bracket

Perante a importância do aprisionamento do fio aos *brackets* e o atrito que advém deste aprisionamento, foram realizados ensaios de atrito fio-*bracket*.

Este tipo de ensaios foi realizado através da montagem evidenciada na figura 2.12.

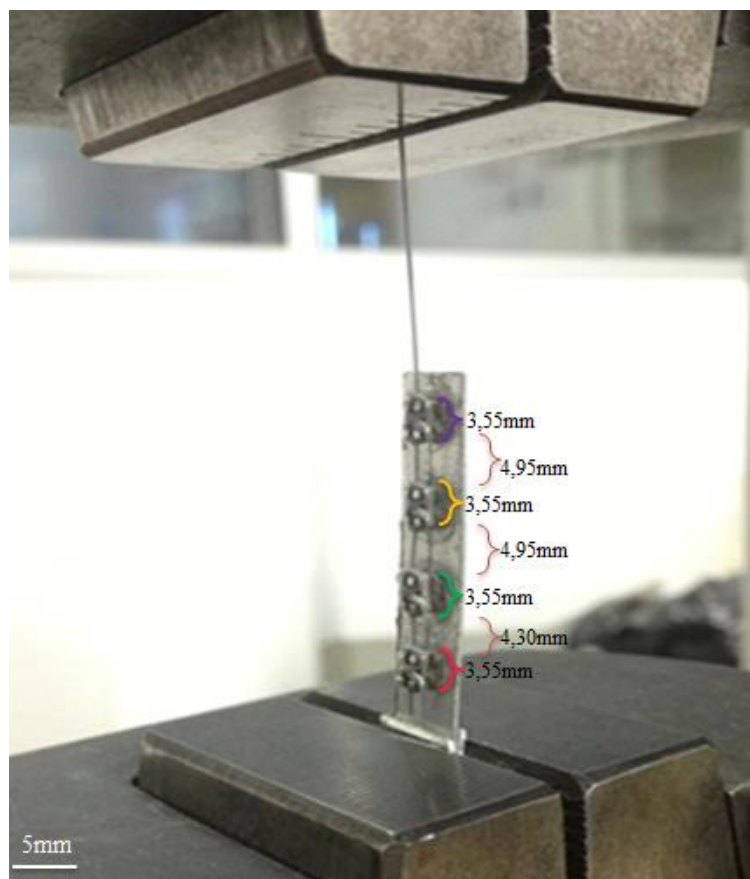


Figura 2.12 – Montagem a partir da qual os ensaios atrito fio-*bracket* foram executados. Encontram-se assinaladas as dimensões referentes às distâncias entre os *brackets* (da ordem de grandeza dos espaçamentos entre os dentes incisivos) e a dimensão que o aprisionamento elastomérico ocupa no *bracket*.

Foram colados, numa placa de alumínio, 4 *brackets* convencionais da marca *Morelli*, cujas distâncias de interesse para este tipo de ensaio são da ordem de grandeza dos espaçamentos entre os dentes incisivos. Estas distâncias encontram-se assinaladas na figura 2.12 e servem como referência para a análise dos resultados obtidos após a execução dos ensaios, nomeadamente para marcar a entrada, passagem pelo *slot* e saída do fio relativamente a cada *bracket*. Foram utilizados dois tipos de elásticos ortodônticos: *Morelli* e *Dentaurum*. O aprisionamento dos mesmos ao sistema fio-*bracket* foi realizado em forma de “8” (ver 1.1.3). Enquanto os elásticos da marca *Morelli* foram utilizados para o aprisionamento dos fios ortodônticos e com potencial aplicação ortodôntica em estudo, os elásticos *Dentaurum* foram utilizados apenas para os fios ortodônticos. Deste modo foi possível averiguar não só a

magnitude das forças de atrito ao longo do ensaio como, para o caso dos fios ortodônticos, interpretar a influência da variação do fio e dos elásticos nas forças de atrito geradas mantendo os *brackets* em estudo inalterados.

Foi decidido que o aprisionamento metálico não seria tomado em consideração para este estudo devido ao elevado grau de imprecisão e inconsistência que a sua montagem no *bracket* revela, o que potencia um aprisionamento ineficaz do fio.

Os ensaios foram realizados no equipamento *Autograph Shimadzu*: a placa foi aprisionada directamente na garra inferior, com o arame inserido nos *brackets* e a extremidade inferior livre, enquanto a garra superior aprisiona a extremidade superior do fio. Deste modo, o fio é “puxado” e é registada a sua passagem pelos 4 *brackets*. O ensaio termina quando o fio sai do último *bracket*.

2.2.5 SEM

A análise SEM foi realizada com recurso ao microscópio electrónico de varrimento (ZEISS DSM-960) existente no laboratório de microscopia SEM do CENIMAT. A utilização desta técnica teve como objectivo a análise da topografia superficial das amostras e consequente identificação de características passíveis de introduzir desvios nos resultados esperados. Foram observados os fios ortodônticos e os fios com potencial aplicação ortodôntica em estado como recebido.

A preparação das amostras em estudo consistiu no corte de segmentos com cerca de 6mm de cada um dos fios em análise. Estes fios foram limpos com recurso a acetona e a um banho de ultra-sons durante 30 minutos.

2.3 Tratamentos térmicos

Como referido anteriormente, os fios com potencial aplicação ortodôntica foram alvo de 2 tratamentos térmicos, cujo objectivo remeteu para a análise e comparação do comportamento do material base e sujeito a tratamentos térmicos. Deste modo, pretende-se verificar a possível existência de melhorias quando os fios com potencial aplicação ortodôntica são sujeitos a tratamentos térmicos. Os tratamentos térmicos foram ambos realizados a 450°C, durante 10 e 30 minutos.

A par de um outro tema de dissertação onde o fio ortodôntico termoactivado da *Dentaurum* foi estudado, verificou-se uma similaridade relativamente à posição dos picos de transformação

deste fio em comparação com o fio superelástico da *Dentaurum* alvo do presente estudo. Perante a premissa de o fio termoactivado ser o resultado de um tratamento térmico do fio superelástico foram realizados os seguintes tratamentos térmicos, descritos na tabela 2.6:

Tabela 2.6 – Tratamentos térmicos realizados ao fio superelástico da marca *Dentaurum*

Tratamentos térmicos do Fio Superelástico da <i>Dentaurum</i>	
Temperatura (°C)	Duração (horas)
450	2
600	2
550	4

3. Apresentação e Análise dos Resultados Experimentais

3.1. Fios Ortodônticos

Ao longo deste ponto são apresentados os resultados referentes aos ensaios aos quais os fios ortodônticos em estudo foram submetidos.

3.1.1 Transformações de Fase

A apresentação dos termogramas, obtidos através do *software Protheus Thermal Analysis* da *Netzsch*, referentes às transformações de fase dos fios ortodônticos da *Dentaurum* e *Ormco* encontram-se evidenciados entre os gráficos 3.1 e 3.2, tendo os resultados sido tratados através do *software Peak Separation* da *Netzsch*. Note-se que nestes gráficos foram assinaladas a temperatura ambiente (25°C), representada por uma linha azul, e a gama de temperaturas médias registadas na cavidade oral (33°C-37°C), representada por uma banda em tons rosados.

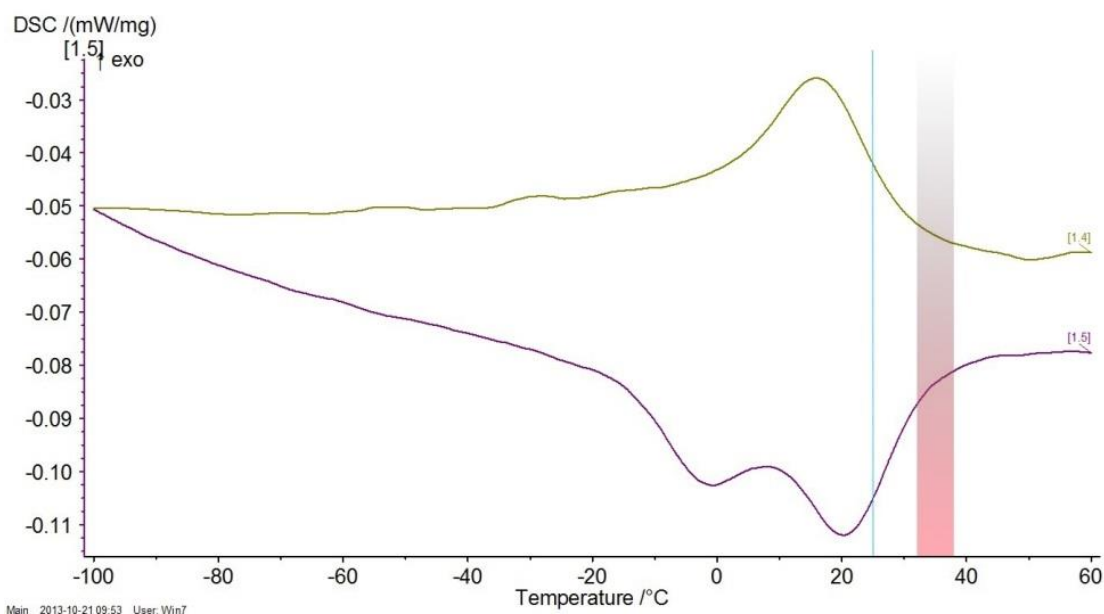


Gráfico 3.1 - Termograma correspondente às transformações de fase do fio *Dentaurum*. Note-se que a parte superior do termograma corresponde ao arrefecimento enquanto que a parte inferior corresponde ao aquecimento.

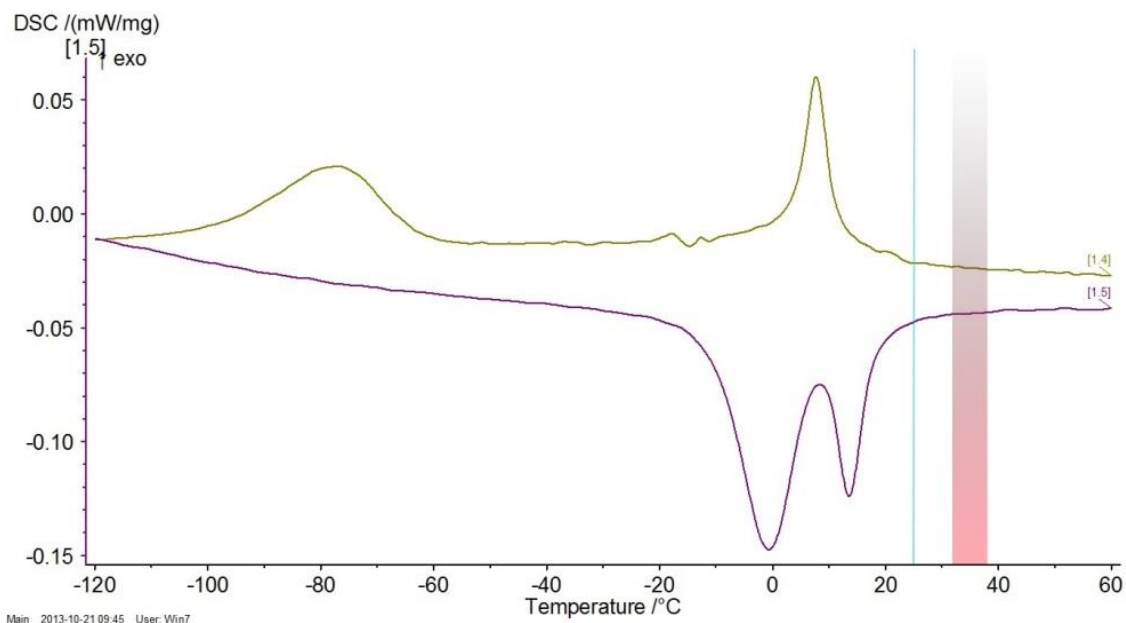


Gráfico 3.2 - Termograma correspondente às transformações de fase do fio *Ormco*. Note-se que a parte superior do termograma corresponde ao arrefecimento enquanto que a parte inferior corresponde ao aquecimento.

A partir da análise que o *software Peak Separation* executa, os resultados que ilustram as temperaturas de transformação foram reunidos na tabela 3.1.

Tabela 3.1 – Resultados obtidos através da análise de DSC do *software Peak Separation* da *Netzsch* para os fios ortodônticos.

Resultados da análise DSC relativos aos fios ortodônticos		
Fios Ortodônticos	<i>Dentaurum</i>	<i>Ormco</i>
Massa da amostra (mg)	23,2	21,1
Curva em arrefecimento		
Ms (°C)	-77,6	-63,5
Mf (°C)	-124,9	-100,4
Rs (°C)	28,9	12,1
Rf (°C)	-1,6	1,2
Curva de aquecimento		
As (°C)	6,7	8,7
Af (°C)	33,2	18,1
Rs' (°C)	-15,7	-11,3
Rf' (°C)	13,8	8,4

Do ponto de vista do funcionamento dos fios superelásticos, a determinação da temperatura Af reveste-se de uma extrema importância na validação da aplicação de uma dada liga de Ni-Ti em Ortodontia, uma vez que este tipo de fios à temperatura ambiente (25°C) deve operar no

domínio superelástico. Deste modo, seria de esperar que, à partida, os mesmos se encontrassem austeníticos à temperatura ambiente ($A_f < 25^\circ\text{C}$).

Perante a análise das temperaturas A_f de ambos os fios ortodônticos em estudo (ver tabela 3.1), pode-se afirmar que o fio da *Ormco* vai ao encontro do conceito de “fio ortodôntico superelástico”, na medida em que esta liga se encontra totalmente austenítica à temperatura ambiente (25°C) e, consequentemente, também à temperatura bucal (33°C - 37°C). O fio ortodôntico da *Dentaurum* apresenta uma predominância da fase austenítica à temperatura ambiente, que se apresenta suficiente para induzir o comportamento superelástico a esta temperatura. Tendo em conta que a temperatura A_f desta liga é de $33,2^\circ\text{C}$, podemos considerar que o fio encontrar-se-á completamente austenítico à temperatura bucal. Note-se que a ocorrência de flutuações ao nível da temperatura bucal para valores mais baixos devido, por exemplo, à ingestão de alimentos frios, pode levantar questões quanto à predominância da fase austenítica e, consequentemente, à indução do comportamento superelástico. A diminuição da temperatura bucal pode dar lugar à existência de uma fase predominantemente martensítica que pode inviabilizar permanentemente o tratamento ortodôntico até à substituição de um novo fio no sistema.

Como complemento à análise DSC do fio ortodôntico da *Dentaurum*, foi realizada uma análise DRX, cujo resultado se encontra representado nas figuras 3.1 e 3.2. A apresentação das duas figuras possibilita uma melhor distinção das transformações de fase durante o aquecimento e arrefecimento.

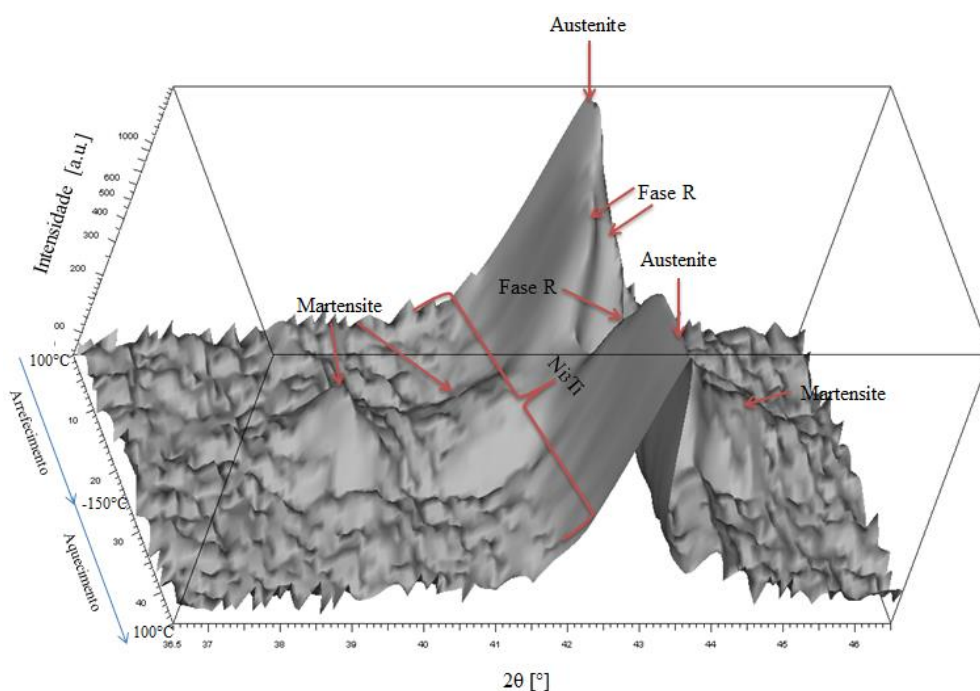


Figura 3.1 – Análise DRX do fio ortodôntico *Dentaurum*.

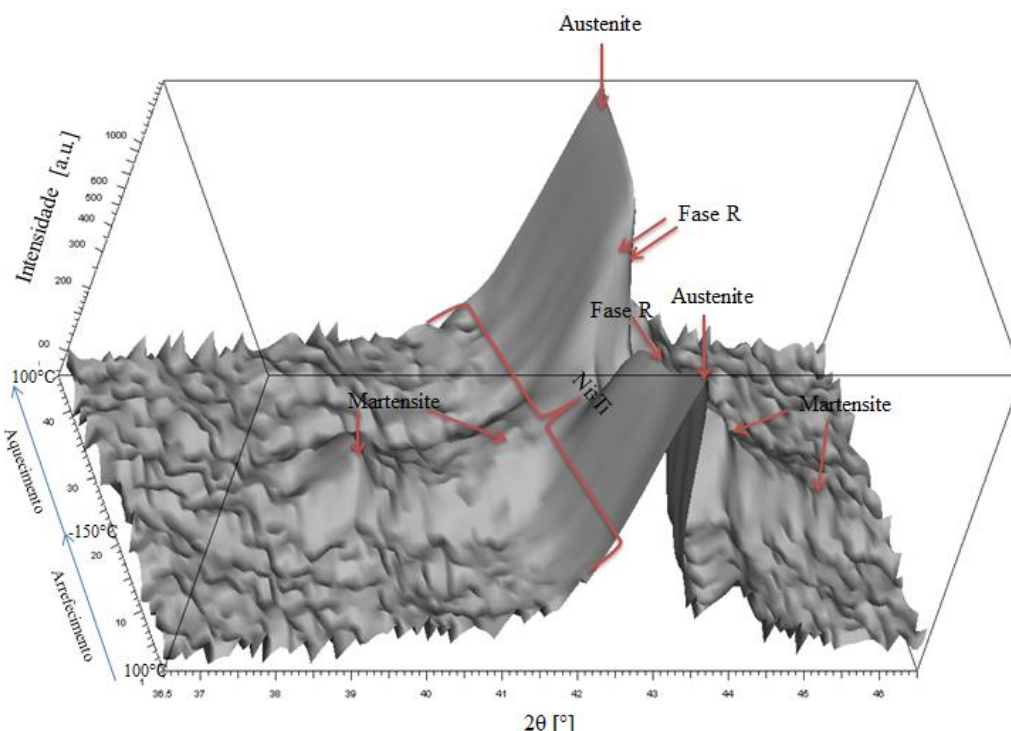


Figura 3.2 – Análise DRX do fio ortodôntico *Dentaureum*.

A 100°C, para além de se verificar o pico da austenite, cuja intensidade é muito elevada, verifica-se ainda outro pico, ao qual não pode ser atribuída a fase-R ou martensite (dadas as temperaturas a que estas transformações ocorrem), e que está presente a todas as temperaturas. Este pico é atribuído à presença de precipitados, nomeadamente Ni_3Ti pois, uma vez que estamos perante uma liga rica em níquel, a referência à presença de precipitados é consistente. Entre 100°C e 30°C, verifica-se um ligeiro decréscimo do pico da austenite, tornando-se esse decréscimo mais evidente a partir dos 30°C, onde se começa a verificar a formação de fase-R cujos picos apresentam evidência entre 20°C a -150°C. Aquando do decréscimo abrupto da fase-R verifica-se, entre -10°C e -120°C, a existência de martensite. Já no aquecimento, a fase-R retoma, entre -20°C e 30°C, com uma expressão menor que no arrefecimento. Entre 30°C e 100°C volta a ser verificado o pico da austenite.

Através da comparação entre as figuras 3.1 e 3.2, relativamente à formação da fase-R em arrefecimento e aquecimento, respectivamente, verifica-se que no aquecimento a formação de fase-R é menos evidente que no arrefecimento uma vez que no aquecimento a formação da austenite a partir da martensite apresenta uma sobreposição acentuada em relação à transformação da fase-R em austenite, tal como comprovado pela sobreposição de picos na curva em aquecimento representada na parte inferior do gráfico 3.1, referente ao ensaio DSC do fio *Dentaureum*.

3.1.2 Topografia Superficial dos Fios

Com a análise SEM dos fios ortodônticos no estado como recebido foram obtidas as imagens da topografia superficial dos mesmos, representadas nas figuras 3.3 e 3.4.

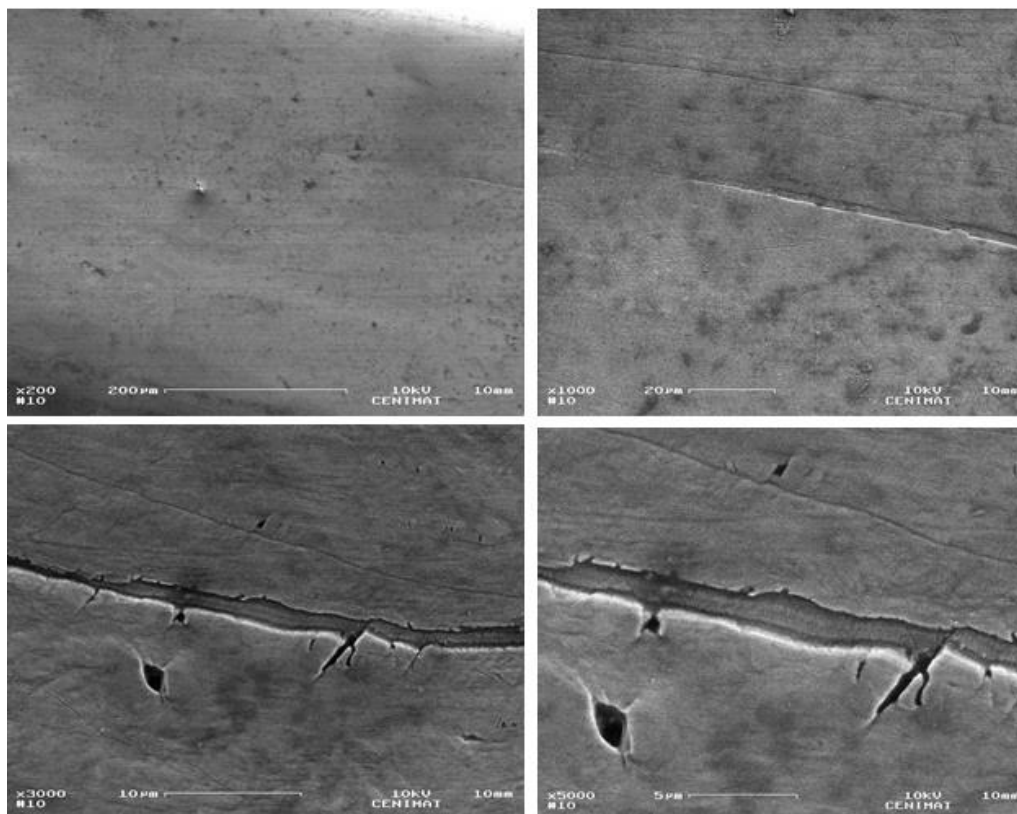


Figura 3.3 – Análise SEM do fio ortodôntico *Dentaurum*. Imagens ampliadas a 200, 1000, 3000 e 5000 vezes.

No fio ortodôntico da marca *Dentaurum*, a existência de uma camada de óxido na superfície do fio é perceptível nas imagens ampliadas a 3000 e a 5000 vezes que evidenciam a ruptura dessa mesma camada. Podemos ainda afirmar, através da observação desta ruptura, que se trata de uma camada espessa. Outros danos superficiais deverão estar associados a linhas ténues evidentes nas imagens ampliadas a 1000, 3000 e 5000 vezes.

As irregularidades observadas na superfície do fio ortodôntico da marca *Dentaurum* sugerem que o fio foi submetido a um processo de trefilagem seguido de um recozimento contínuo. Uma vez que o fio é fabricado por trefilagem, o recozimento irá retirar o efeito do encruamento induzido pelos tratamentos mecânicos. Este aspecto é muito importante na medida em que, caso o efeito de encruamento não fosse removido, a martensite encontrar-se-ia estabilizada por deformação, bloqueando a transformação.

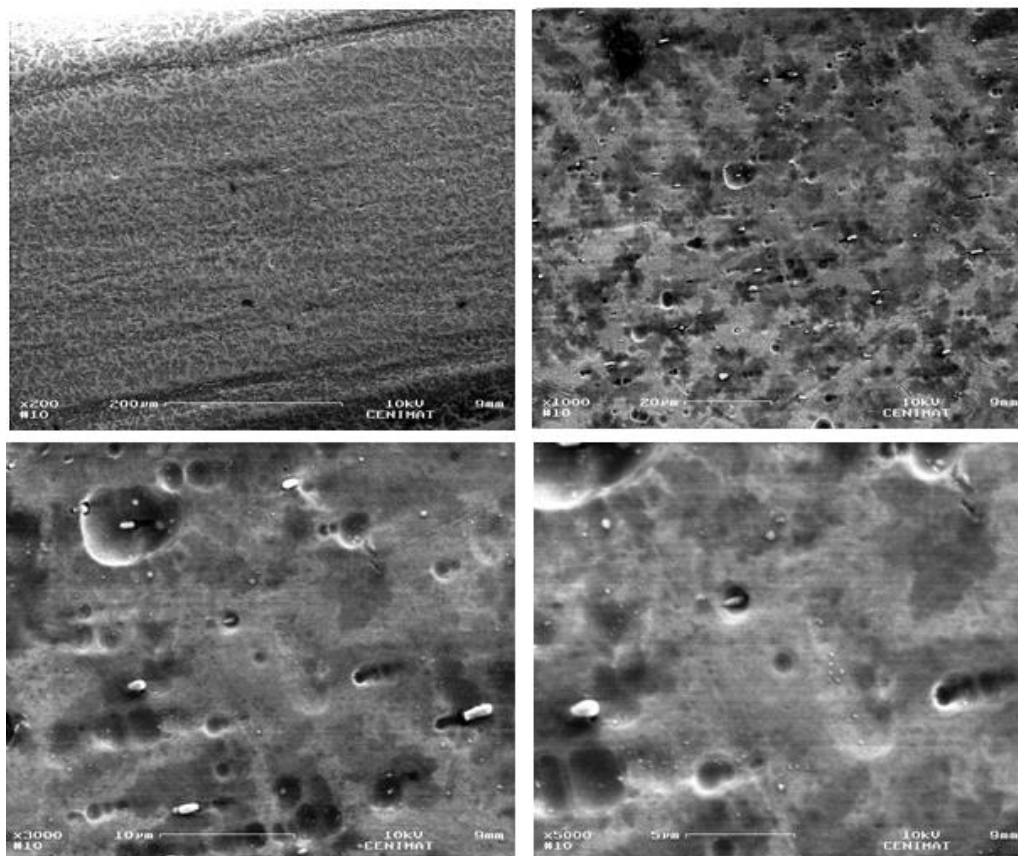


Figura 3.4 – Análise SEM do fio ortodôntico *Ormco*. Imagens ampliadas a 200, 1000, 3000 e 5000 vezes.

O fio ortodôntico da marca *Ormco* apresenta uma forte evidência de fenômenos de precipitação e zonas de depósitos de ácidos. Este tipo de superfície sugere que o fio foi sujeito a um processo de decapagem química. Este tipo de processo potencia o aumento da rugosidade superficial, o que aumentará o atrito entre o fio e os *brackets*. Estas zonas de depósito revelam vazios que, tal como Reis [pg. 123 de Ref. 30] sugere, podem ser explicados pela extracção das partículas causadas por um eventual processo de polimento. É comum sujeitar os fios de Ni-Ti a tratamentos de superfície com o objectivo de diminuir o atrito entre a superfície do fio e o sistema *bracket* – tipo de aprisionamento.

3.1.3 Caracterização mecânica

3.1.3.1 Ensaio de Tracção

As curvas σ - ϵ dos fios ortodônticos em estudo encontram-se representadas no gráfico 3.3.

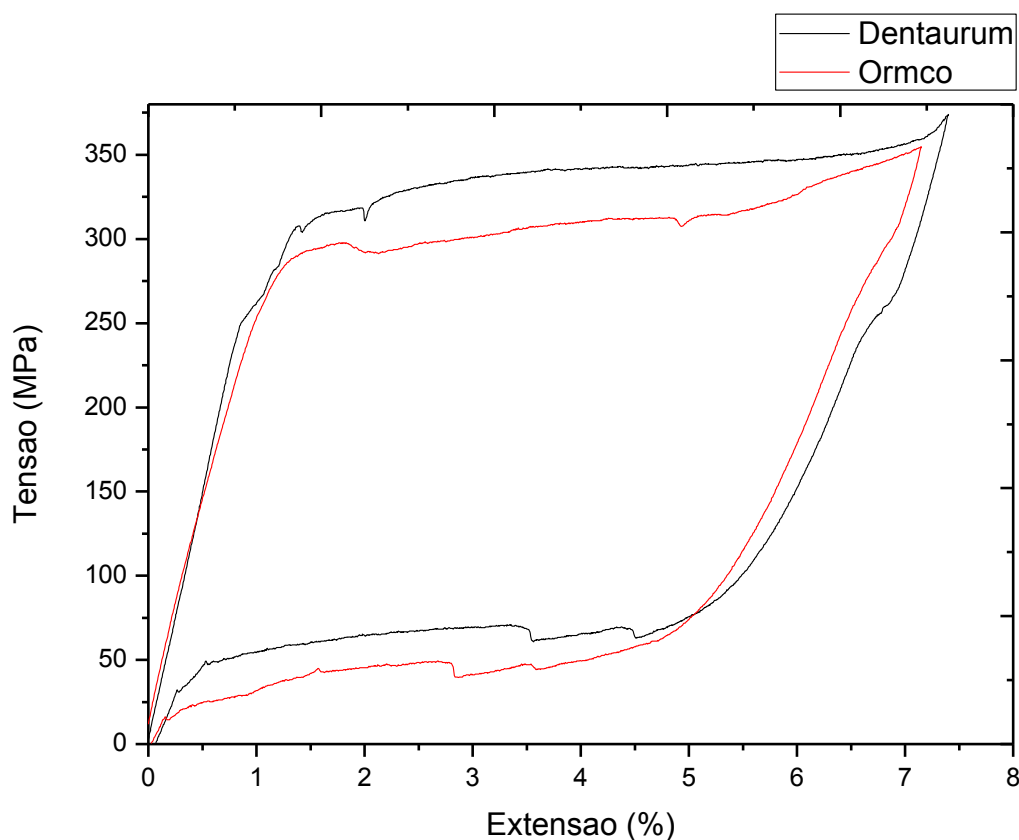


Gráfico 3.3 – Curvas σ - ϵ dos fios ortodônticos *Dentaureum* e *Ormco*.

A análise da curva σ - ϵ obtida através dos ensaios de tracção comprovou que os fios ortodônticos apresentam um comportamento superelástico. Posto isto, foi construída a tabela 3.2, onde foi registada análise das curvas tendo em conta os pontos anteriormente referidos.

Tabela 3.2 – Análise do comportamento mecânico à tracção dos fios ortodônticos.

	<i>Dentaureum</i>	<i>Ormco</i>
σ^{Ms} (MPa)	303	284
σ^{Mf} (MPa)	357	328
σ^{As} (MPa)	63	59
σ^{Af} (MPa)	48	20
$E\sigma_M$ (MPa)	53	43
$E\sigma_A$ (MPa)	14	39
H (MPa)	254	264

Uma vez que a temperatura A_f apresentada pelo fio *Dentaureum* ($A_f=33,2^\circ\text{C}$) é superior à temperatura apresentada pelo fio *Ormco* ($A_f=18,1^\circ\text{C}$), seria de esperar que a tensão crítica necessária para induzir a transformação martensítica e consequente formação do patamar superior de tensão fosse menor para o fio *Dentaureum*. No entanto tal não se verifica, o que poderá resultar do facto do fio *Ormco* ter sido sujeito a um tratamento térmico final que tenha

promovido uma mais eficaz redução do encruamento associado ao processo de fabrico (trefilagem).

3.1.3.2 Ensaios de Flexão

3.1.3.2.1 Ensaio de Flexão em 3 Pontos Modificado

As divisões do presente ponto referem-se à apresentação dos resultados obtidos através dos ensaios de flexão em 3 pontos modificados, com recurso aos modelos 1 e 2.

3.1.3.2.1.1 Modelo 1

Os resultados que seguidamente são apresentados foram obtidos a partir dos ensaios de flexão com recurso ao modelo 1, onde foram utilizados, unicamente, *brackets Morelli*.

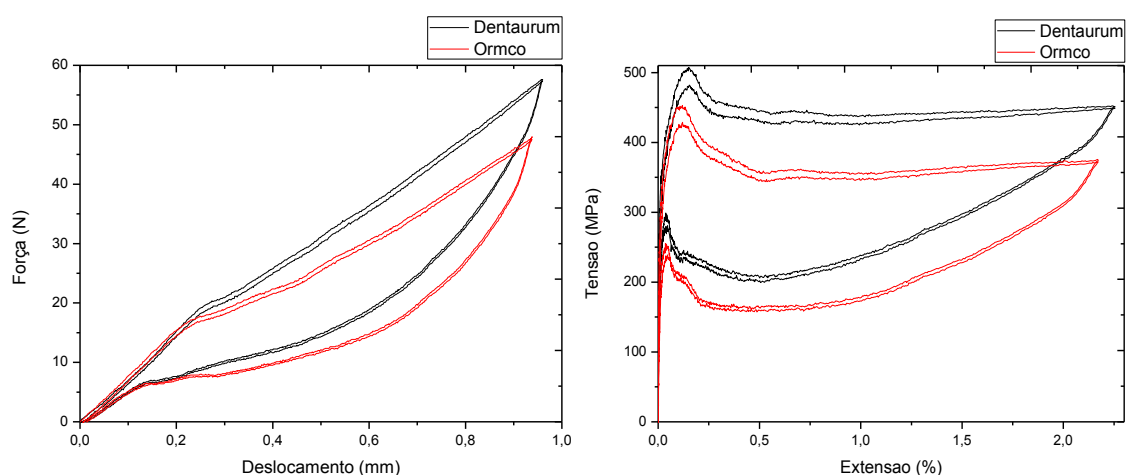


Gráfico 3.4 – Força (N) – deslocamento (mm) (à esquerda) e tensão (MPa) – extensão (%) (à direita) dos fios ortodônticos.

Através da análise das curvas representadas no gráfico 3.4, verificou-se que ambos os fios ortodônticos revelaram um comportamento superelástico para as condições de ensaio em questão. O comportamento superelástico é mais claro no gráfico tensão – extensão, uma vez que a geometria da montagem distorce o clássico regime superelástico aquando da obtenção dos gráficos força – deslocamento; a aplicação das equações 2.9, 2.13 e 2.15 permite uma mais clara visualização dos patamares de transformação.

Posto isto, a análise do comportamento mecânico dos fios encontra-se registada nas tabelas 3.3 e 3.4.

Tabela 3.3 – Análise da curva força-deslocamento referente aos ensaios de flexão realizados no modelo 1 para os fios ortodônticos.

	<i>Dentaurum</i>	<i>Ormco</i>
F_{AS} (N)	33,2	27,4
F_{AF} (N)	6,8	6,5
Extensão do patamar (mm)	0,6	0,6
Declive do Patamar (N/mm)	36,1	27,6

Tabela 3.4 – Análise da curva tensão-extensão referente aos ensaios de flexão realizados no modelo 1 para os fios ortodônticos.

	<i>Dentaurum</i>	<i>Ormco</i>
σ^{Ms} (MPa)	434	355
σ^{Mf} (MPa)	451	371
σ^{As} (MPa)	306	240
σ^{Af} (MPa)	285	251
Eσ_M (MPa)	16	16
Eσ_A (MPa)	20	11
H (MPa)	149	103

Uma vez que na literatura, a análise do desempenho dos fios ortodônticos é realizada de acordo com o comportamento evidenciado nas curvas força-deslocamento, as curvas tensão-extensão serão apenas apresentadas como complemento e confirmação do comportamento superelástico, não sendo sujeitas a uma análise aprofundada no decorrer da presente dissertação.

A análise do gráfico 3.4 referente aos fios ortodônticos revela patamares de descarga com declives acentuados, onde as forças decrescem de 33,2N para 6,8N no caso do fio da *Dentaurum* e de 27,4N para 6,5N no caso do fio da *Ormco*. As diferenças registadas, tanto ao nível do declive como da extensão dos patamares, não são significativas. No entanto, verifica-se que a força de actuação é mais reduzida no caso do fio da *Ormco*. Assim, é esperado que o fio da *Ormco*, em comparação com o fio da *Dentaurum*, seja capaz de produzir forças inferiores e com menor variação para atingir o movimento dentário. Clinicamente, este facto pode trazer vantagens na aplicação dos fios ortodônticos *Ormco*, pois forças inferiores são requeridas pelos ortodontistas de modo a causar menor desconforto para o paciente e minimizar possíveis danos nos tecidos periodontais.

Para o caso do fio da *Ormco*, o fornecedor não oferece valores que permitam a comparação de resultados. No entanto, o catálogo da *Dentaurum*, disponível na página *on-line* do fornecedor, apresenta valores correspondentes às forças geradas para um dado deslocamento máximo. Para um deslocamento de 1mm, o fornecedor afirma que o fio permite obter uma força de 7,81N.

Note-se que estes valores são obtidos segundo a norma ISO 15841 (2006) para o ensaio de flexão em 3 pontos (com as duas extremidades livres). Este valor é bastante diferente do valor obtido no presente estudo. Esta diferença deve-se ao facto de, como verificado por Ferreira [55], a inclusão de *brackets* como apoio para o fio aumentar o valor das forças obtidas nos ensaios de flexão.

É ainda pertinente comparar os valores obtidos com os valores tabelados correspondentes às forças óptimas na concretização do movimento dentário, tendo em conta os diferentes tipos de movimento passíveis de serem realizados (ver tabela 1.2). Os valores mencionados na tabela variam entre 0,1N e 1,2N, tendo em conta a estrutura dentária e o tipo de movimento dentário. No entanto, os valores obtidos no ensaio do corrente estudo apresentam-se bastante divergentes dos referidos na literatura. Tal facto sugere que as condições de obtenção dos valores das forças divergem, dificultando a relação e comparação das mesmas ao longo do presente estudo.

3.1.3.2.1.2 Modelo 2 (*Bracket Morelli*)

Os resultados obtidos relativos aos ensaios de flexão realizados no modelo 2, com recurso aos *brackets* da marca *Morelli* encontram-se representados nos gráficos 3.5 e 3.6, para deslocamentos iniciais máximos de 2mm e 3mm, respectivamente.

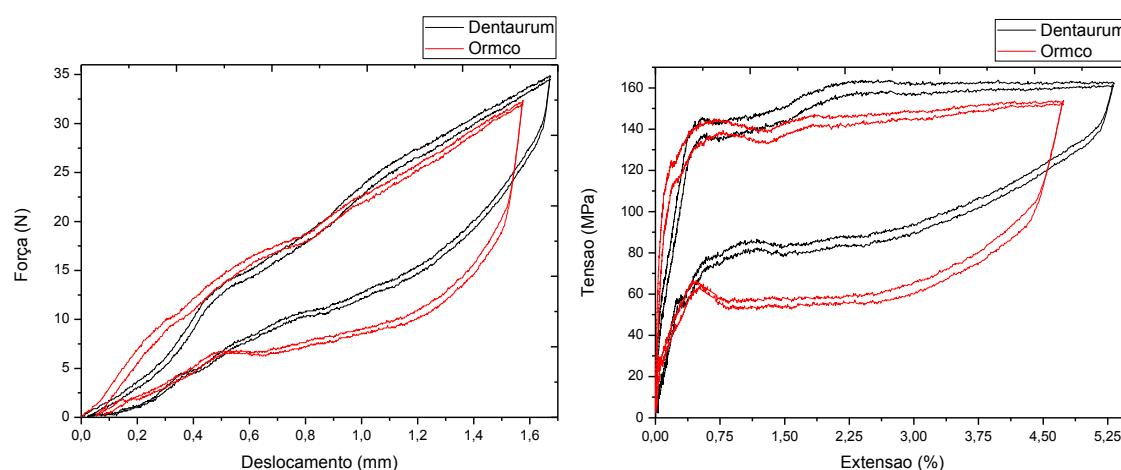


Gráfico 3.5 – Força (N) – deslocamento (mm) (à esquerda) e tensão (MPa) – extensão (%) (à direita) dos fios ortodônticos. O deslocamento máximo realizado foi 2mm.

Ambos os fios ortodônticos demonstraram, para um deslocamento máximo de 2mm, um comportamento superelástico. Deste modo, a análise das curvas encontra-se registada na tabela 3.5.

Tabela 3.5 – Análise da curva força-deslocamento (deslocamento máximo correspondente a 2mm) referente aos ensaios de flexão realizados no modelo 2, com recurso a *brackets* e elásticos da *Morelli*, para os fios ortodônticos.

	<i>Dentaurum</i>	<i>Ormco</i>
F_{AS} (N)	18,4	12,1
F_{AF} (N)	5,5	6,7
Extensão do patamar (mm)	0,9	0,7
Declive do Patamar (N/mm)	12,4	7,2

A análise dos resultados referentes aos ensaios de flexão realizados no modelo 2 com recurso aos *brackets* *Morelli* para um deslocamento máximo de 2mm, revela novamente patamares de descarga com declives acentuados, onde as forças decrescem de 18,4N para 5,5N no caso do fio *Dentaurum* e de 12,1N para 6,7N no caso do fio da *Ormco*. No entanto, verifica-se, em comparação com os resultados obtidos para o modelo 1, declives inferiores e consequentemente, forças com menor variação. O valor de F_{AS} é também inferior nos resultados referentes à utilização do modelo 2 com *brackets* *Morelli* em comparação com os obtidos através do modelo 1. Verifica-se, novamente, que o declive do fio *Ormco* apresenta um valor inferior, com forças mais baixas e com menor variação em comparação com o fio *Dentaurum*.

No catálogo da *Dentaurum*, para um deslocamento de 2mm é gerada uma força de 7,56N. Assim, voltamos a verificar valores que divergem devido às condições de ensaio. Note-se ainda que, quer para o fio *Dentaurum*, quer para o fio da *Ormco*, os valores obtidos são superiores aos referidos na tabela 1.2, pelas razões anteriormente referidas.

Para um deslocamento máximo de 3mm, as curvas força-deslocamento e tensão-extensão obtidas para os fios ortodônticos encontram-se representadas no gráfico 3.6.

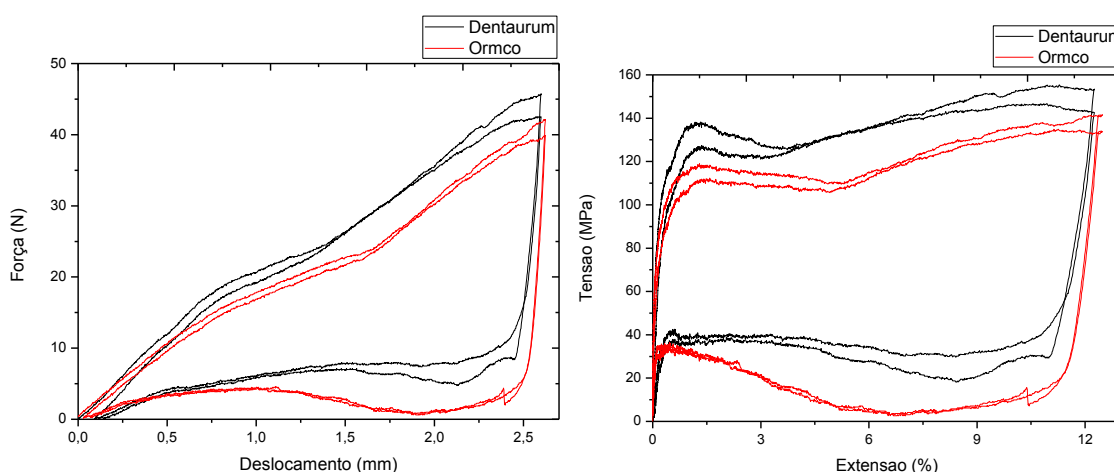


Gráfico 3.6 – Força (N) – deslocamento (mm) (à esquerda) e tensão (MPa) – extensão (%) (à direita) dos fios ortodônticos. O deslocamento máximo realizado correspondente a 3mm.

A análise do comportamento dos fios ortodônticos representado no gráfico 3.6, comprova um comportamento superelástico evidenciado por ambos. Deste modo, a análise das curvas encontra-se registada na tabela 3.6.

Tabela 3.6 – Análise da curva força-deslocamento (deslocamento máximo correspondente a 3mm) referente aos ensaios de flexão realizados no modelo 2, com recurso a *brackets* e elásticos da *Morelli*, para os fios ortodônticos.

	<i>Dentaurum</i>	<i>Ormco</i>
F_{AS} (N)	10,6	4,6
F_{AF} (N)	4,4	3,3
Extensão do patamar (mm)	1,8	2,0
Declive do Patamar (N/mm)	2,3	-1,4

Quando é realizado um deslocamento máximo de 3mm, verifica-se uma forte componente referente ao escorregamento do fio, causada por uma grande quantidade de fio a passar ao longo dos *brackets*. A figura 3.5 demonstra este comportamento, onde é registada uma componente representativa do comportamento superelástico e outra componente onde o comportamento superelástico é aliado ao fio a ser “puxado” ao longo dos *brackets*. Este fenómeno é concordante com o que Liaw [62] refere no seu estudo, onde evidencia as diferenças verificadas ao nível das forças tendo em conta o deslocamento máximo introduzido, sendo que para um deslocamento entre 3mm a 4mm as forças do patamar são reduzidas devido à diminuição da fricção e ao escorregamento do fio.

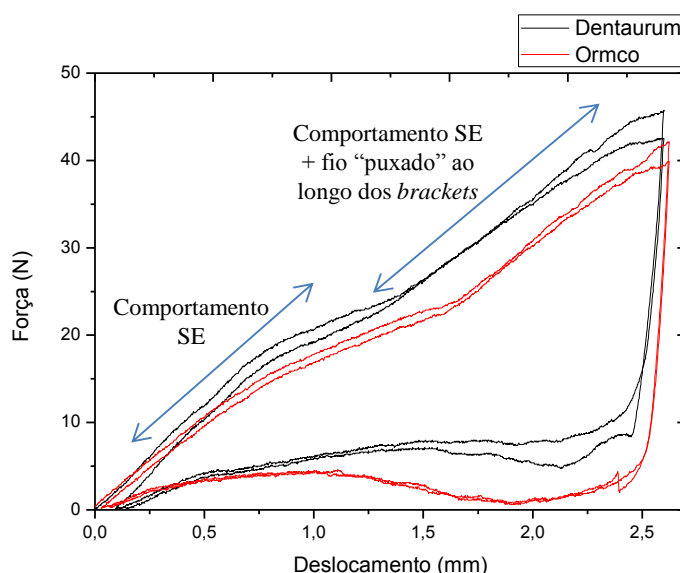


Figura 3.5 – Representação da forte componente de escorregamento derivada da quantidade de fio a passar ao longo dos *brackets*, aliada ao comportamento superelástico típico dos fios em estudo.

Quando a carga é retirada do sistema, verifica-se uma acentuada recuperação da flecha imposta; essa recuperação está associada à reentrada do fio nos *brackets*. Por esta razão, o valor das

forças correspondentes ao patamar de descarga para ambos os fios é inferior quando comparadas aos restantes casos de estudo referentes aos fios ortodônticos.

3.1.3.2.1.3 Modelo 2 (*Bracket Dentaureum*)

Neste ponto são apresentados os resultados obtidos relativos aos ensaios de flexão realizados no modelo 2, com recurso aos *brackets* da marca *Dentaureum*.

As curvas força-deslocamento e tensão-extensão obtidas para os fios ortodônticos, para um deslocamento máximo de 2mm, encontram-se representadas no gráfico 3.7.

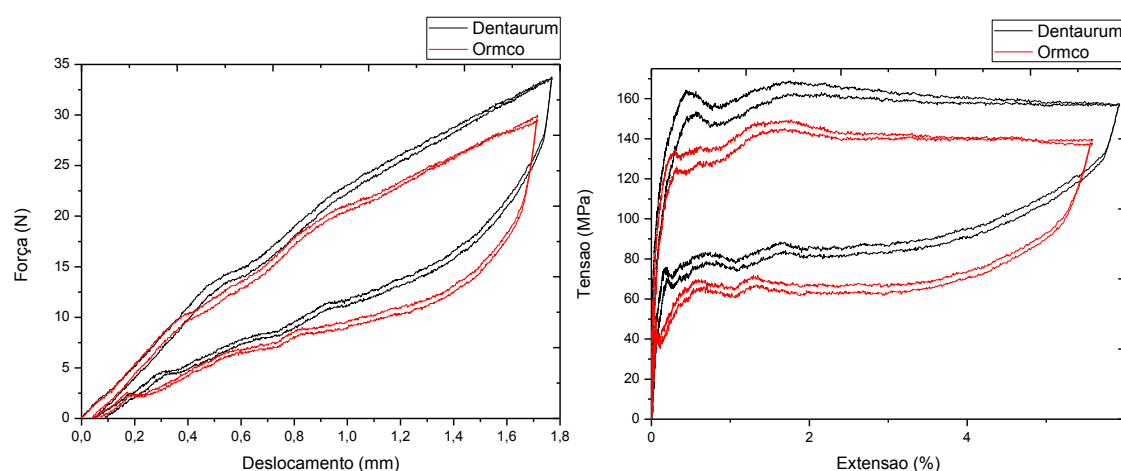


Gráfico 3.7 – Força (N) – deslocamento (mm) (à esquerda) e tensão (MPa) – extensão (%) (à direita) dos fios ortodônticos. O deslocamento máximo realizado foi 2mm.

Ambos os fios ortodônticos demonstraram, para um deslocamento máximo de 2mm, um comportamento superelástico. Deste modo, a análise das curvas encontra-se registada na tabela 3.7.

Tabela 3.7 – Análise da curva força-deslocamento (deslocamento máximo correspondente a 2mm) referente aos ensaios de flexão realizados no modelo 2, com recurso a *brackets* *Dentaureum* e elásticos da *Morelli*, para os fios ortodônticos.

	<i>Dentaureum</i>	<i>Ormco</i>
F_{AS} (N)	17,0	12,6
F_{AF} (N)	8,9	7,2
Extensão do patamar (mm)	0,7	0,7
Declive do Patamar (N/mm)	10,8	7,0

Para um deslocamento máximo de 3mm, as curvas força-deslocamento e tensão-extensão obtidas para os fios ortodônticos, encontram-se representadas no gráfico 3.8.

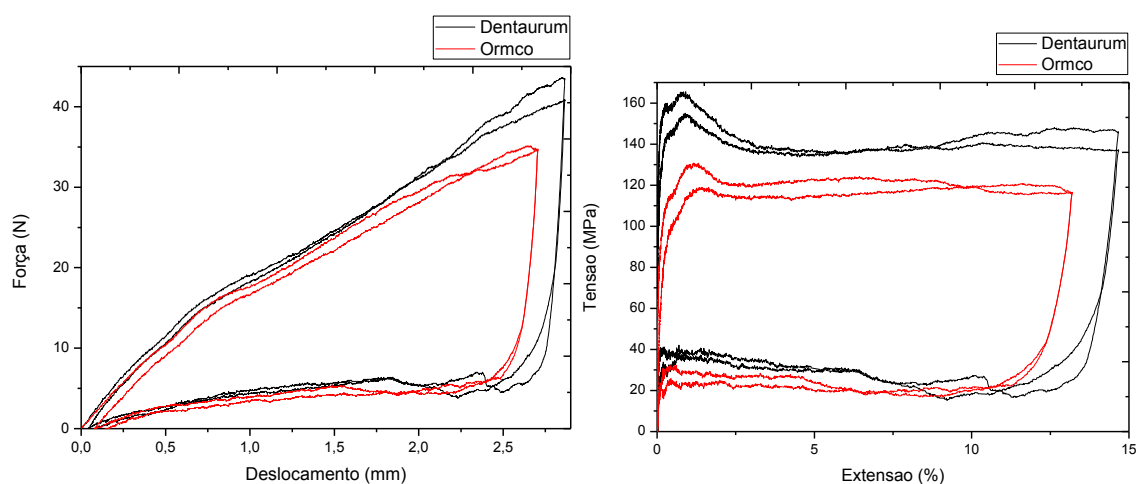


Gráfico 3.8 – Força (N) – deslocamento (mm) (à esquerda) e tensão (MPa) – extensão (%) (à direita) dos fios ortodônticos. O deslocamento máximo realizado foi 3mm.

Ambos os fios ortodônticos demonstraram, para um deslocamento máximo de 3mm, um comportamento superelástico. Deste modo, a análise das curvas encontra-se registada na tabela 3.8.

Tabela 3.8 – Análise da curva força-deslocamento (deslocamento máximo correspondente a 3mm) referente aos ensaios de flexão realizados no modelo 2, com recurso a *brackets* Dentaurum e elásticos da Morelli, para os fios ortodônticos.

	<i>Dentaurum</i>	<i>Ormco</i>
F_{AS} (N)	9,4	7,4
F_{AF} (N)	3,4	3,1
Extensão do patamar (mm)	2,0	1,8
Declive do Patamar (N/mm)	1,4	1,3

Quando os ensaios são executados com recurso a *brackets* da marca *Dentaurum*, as diferenças ao nível dos resultados obtidos para o desempenho dos fios *Dentaurum* e *Ormco* não são significativas, sendo verificado quer para um deslocamento de 2mm, quer de 3mm, um patamar de menor declive e capacidade de transferência de forças menores na movimentação dentária para o caso do fio da *Ormco*.

3.1.3.2.1.4 Modelo 2: Variação dos *brackets* e aprisionamento elastomérico

Nesta secção apresentam-se os resultados obtidos para a comparação do desempenho dos fios ortodônticos *Dentaurum* perante a variação dos *brackets* e aprisionamento elastomérico utilizados. Deste modo procedeu-se à comparação entre: (1) fio, *bracket* e elástico da marca *Dentaurum*, (2) fio e *bracket* da marca *Dentaurum* e elástico *Morelli* e (3) fio *Dentaurum* e elástico e *bracket* *Morelli*.

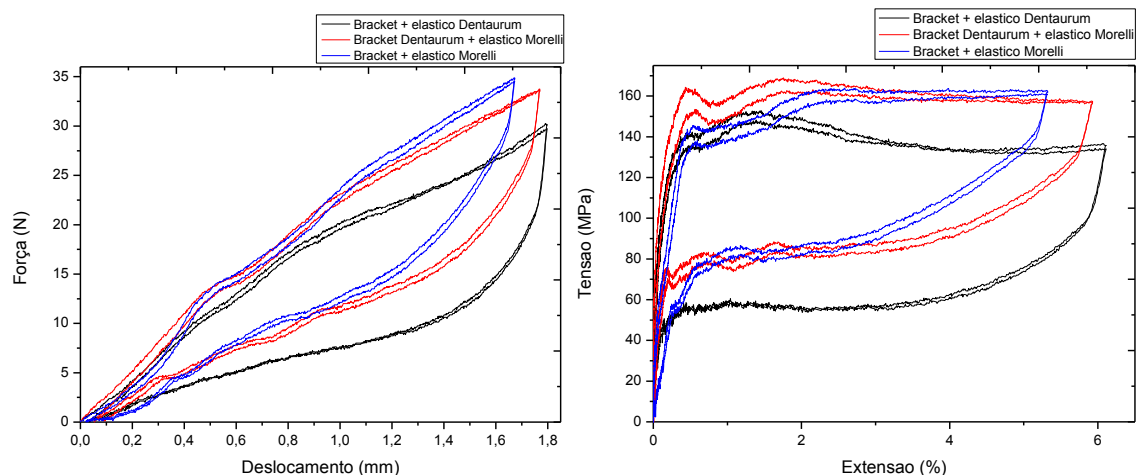


Gráfico 3.9 – Força (N) – deslocamento (mm) (à esquerda) e tensão (MPa) – extensão (%) (à direita) para o fio ortodôntico *Dentaaurum* com recurso às combinações (1) *brackets* e elásticos da marca *Dentaaurum*, (2) *brackets* da marca *Dentaaurum* e elásticos da marca *Morelli* e (3) *brackets* e elásticos da marca *Morelli*. O deslocamento máximo realizado foi 2mm.

O fio ortodôntico *Dentaaurum*, para as combinações *bracket*-aprisionamento elastomérico testadas a um deslocamento máximo de 2mm, apresenta como era esperado, um comportamento superelástico. Deste modo, a análise das curvas encontra-se registada na tabela 3.9.

Tabela 3.9 – Análise da curva força-deslocamento referente aos ensaios de flexão realizados no modelo 2, para o fio ortodôntico *Dentaaurum* com recurso às combinações (1) *brackets* e elásticos da marca *Dentaaurum*, (2) *brackets* da marca *Dentaaurum* e elásticos da marca *Morelli* e (3) *brackets* e elásticos da marca *Morelli*. O deslocamento máximo realizado foi 2mm.

	<i>Bracket + elástico Dentaaurum</i>	<i>Bracket Dentaaurum + elástico Morelli</i>	<i>Bracket + elástico Morelli</i>
F_{AS} (N)	11,4	17,0	18,4
F_{AF} (N)	4,6	8,9	5,5
Extensão do patamar (mm)	0,9	0,7	0,9
Declive do Patamar (N/mm)	6,6	10,8	12,4

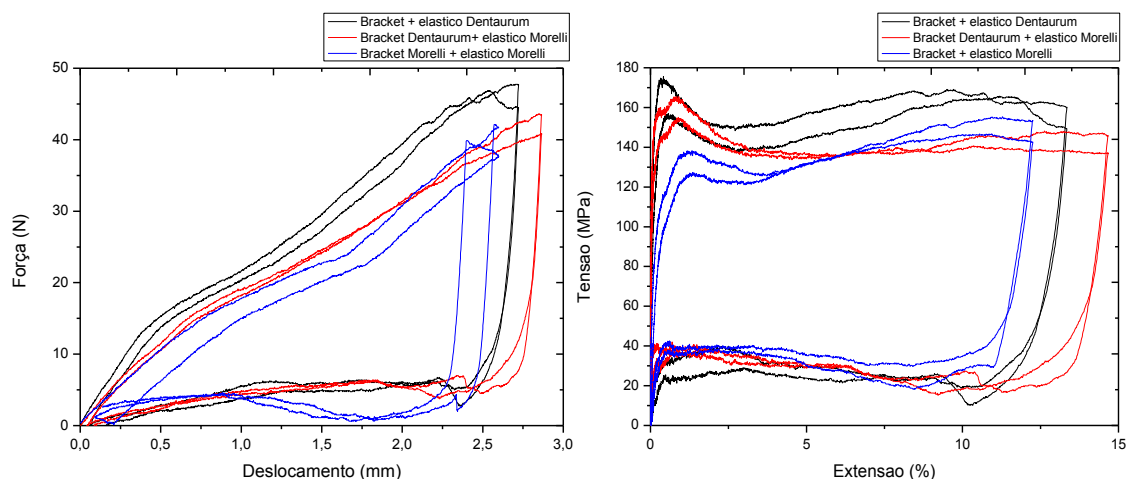


Gráfico 3.10 – Força (N) – deslocamento (mm) (à esquerda) e tensão (MPa) – extensão (%) (à direita) para o fio ortodôntico *Dentaureum* com recurso às combinações (1) *brackets* e elásticos da marca *Dentaureum*, (2) *brackets* da marca *Dentaureum* e elásticos da marca *Morelli* e (3) *brackets* e elásticos da marca *Morelli*. O deslocamento máximo realizado foi 3mm.

O fio ortodôntico *Dentaureum*, para as combinações *bracket*-aprisionamento elastomérico testadas a um deslocamento máximo de 3mm, apresenta como era esperado, um comportamento superelástico. Deste modo, a análise das curvas encontra-se registada na tabela 3.10.

Tabela 3.10 – Análise da curva força-deslocamento referente aos ensaios de flexão realizados no modelo 2, para o fio ortodôntico *Dentaureum* com recurso às combinações (1) *brackets* e elásticos da marca *Dentaureum*, (2) *brackets* da marca *Dentaureum* e elásticos da marca *Morelli* e (3) *brackets* e elásticos da marca *Morelli*. O deslocamento máximo realizado foi 3mm.

	Bracket + elástico <i>Dentaureum</i>	Bracket <i>Dentaureum</i> + elástico <i>Morelli</i>	Bracket + elástico <i>Morelli</i>
F_{AS} (N)	5,4	9,4	4,4
F_{AF} (N)	2,2	3,4	1,8
Extensão do patamar (mm)	1,3	2,0	2,3
Declive do Patamar (N/mm)	0,3	1,4	0,6

A análise do fio *Dentaureum* perante a variação da combinação *bracket*-aprisionamento elastomérico evidencia a obtenção de resultados mais satisfatórios quando todos os elementos no sistema são da marca *Dentaureum*: o declive obtido apresenta-se o mais próximo de 0 e as forças registadas são mais baixas. Seguida desta combinação, apresenta-se o ensaio com recurso a *brackets Dentaureum* e aprisionamento *Morelli*.

O comportamento quase coincidente verificado para as combinações *bracket Dentaureum* – elástico *Morelli* e *bracket Morelli* – elástico *Morelli* sugere que as diferenças verificadas podem ser atribuídas a variações de carácter estatístico. Assim, apesar de se poder afirmar que a utilização de *brackets Dentaureum* em comparação com os *brackets Morelli* sugere a geração de forças mais baixas aquando da aplicação do fio *Dentaureum*, os elásticos parecem desempenhar

um papel crucial na aquisição de forças mais reduzidas e com menor variação, sendo verificado que o recurso a elásticos da marca *Dentaurum* propicia um melhor desempenho, do ponto de vista clínico, em relação à marca *Morelli*, na medida em que são verificadas forças mais reduzidas e com menor variação.

Deste modo é possível afirmar que as características de aprisionamento irão ditar a combinação do comportamento superelástico com o escorregamento do fio dentro dos *brackets*.

Tomando em consideração os ensaios para 1mm e 2mm de deslocamento máximo executados nos modelos 1 e 2, respectivamente: seria de esperar que as forças obtidas nos ensaios de flexão realizados fossem superiores para o modelo 2, uma vez que a força que é aplicada no *bracket*, o que, segundo Ferreira [55], proporciona a obtenção de forças superiores em comparação com os casos em que a força é aplicada directamente no fio. No entanto, apesar de tal não se verificar, deve ser tido em consideração que as condições de execução dos ensaios divergem em alguns pontos fundamentais: no modelo 1 verificam-se 9mm de distância entre os *brackets* de apoio, existindo 3 *brackets* para cada lado do ponto de aplicação; no modelo 2 verificam-se 12mm de distância entre os *brackets* de apoio e existem 2 *brackets* de cada lado do ponto de aplicação. O deslocamento máximo introduzido ao sistema terá também consequências no valor das forças obtidas na medida em que o aumento do deslocamento implica um maior escorregamento do fio ao longo dos *brackets*, pois existe um maior comprimento de fio a ser “puxado” o que tem implicações no valor das forças geradas, pois é necessário que estas se sobreponham à fricção.

Note-se que são diversos os factores presentes na boca do paciente que não são reproduzidos em ambiente laboratorial e que afectam significativamente o comportamento local dos fios, comprometendo, deste modo, a validação dos resultados tendo em conta a realidade clínica: distância entre *brackets*, tamanho dos *slots* e inclinação dos *brackets*, direcção de activação do fio, curvatura do fio e atrito entre o fio e o *bracket*.

3.1.3.2.2 Ensaio de Flexão em Modelo da Arcada Dentária

Neste ponto são apresentados os resultados obtidos para os ensaios de flexão realizados com recurso ao modelo da arcada dentária, evidenciados no gráfico 3.11.

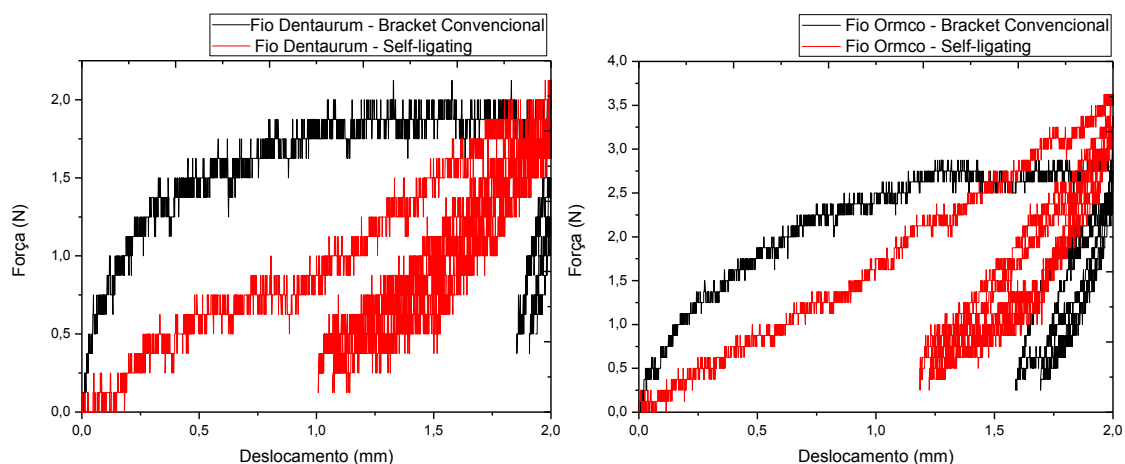


Gráfico 3.11 – Força (N) – deslocamento (mm) (à esquerda) do fio ortodôntico *Dentaurum* com variação do tipo de *brackets* utilizada (convencional e *self-ligating*); força (N) – deslocamento (mm) (à direita) do fio ortodôntico *Ormco* com variação do tipo de *brackets* utilizada (convencional e *self-ligating*).

A análise dos gráficos 3.11 demonstrou que, tanto para o fio da *Dentaurum* como para o fio da *Ormco*, com a variação do tipo de *bracket* utilizado no estudo (convencional com aprisionamento elastomérico e *self-ligating*) não foi obtido um comportamento superelástico, sendo os valores máximos registados para as forças obtidas muito inferiores em relação aos esperados.

Os resultados obtidos não vão ao encontro do esperado uma vez que o aprisionamento do modelo da arcada dentária à estrutura de suporte não se encontrava rígido. O carregamento aplicado ao *bracket* aprisionado à montagem ortodôntica realizada introduzia a todo o complexo uma instabilidade que induziu o escorregamento do modelo da boca durante a realização dos ensaios. Este escorregamento é evidenciado graficamente quer pelo andamento das curvas obtidas quer pelos valores muito reduzidos das forças registadas para qualquer uma das combinações fio-tipo de *bracket* ensaiadas. Não foi assim possível distinguir, com sucesso, a influência do tipo de fio ou *bracket* utilizados. No entanto verifica-se um comportamento similar no caso da utilização dos *brackets self-ligating* e dos *brackets* convencionais.

Uma vez que o tipo de montagem utilizada não se encontrava apta para o tipo de carregamento aplicado, é sugerido que uma nova montagem seja realizada, onde o aprisionamento do modelo da arcada dentária deverá ser completamente rígido, eliminando o escorregamento do modelo aquando da aplicação da carga.

3.1.4 Atrito Fio-Bracket

Os resultados relativos aos ensaios de atrito fio-*bracket* foram apresentados sob a forma de um gráfico força (N) – deslocamento (mm). A passagem do fio pelos 4 *brackets* foi ilustrada no gráfico 3.12 de modo a facilitar a análise do comportamento do fio, aquando da interação com os *brackets* (entrada, passagem pelo *slot* e saída).

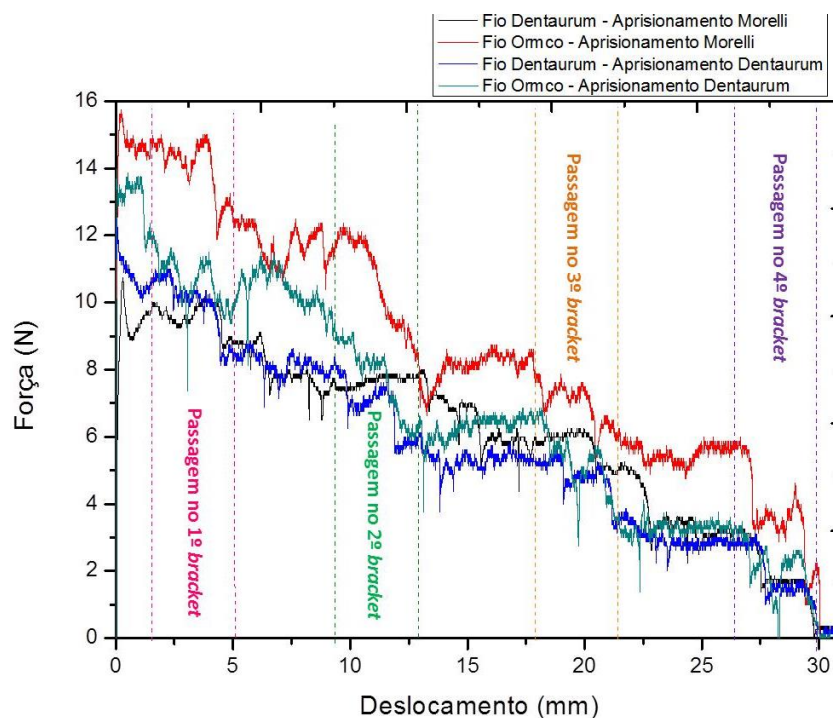


Gráfico 3.12 – Ensaio de atrito fio-*bracket*, para as combinações (1) fio *Dentaurum* – aprisionamento *Morelli*; (2) fio *Ormco* – aprisionamento *Morelli*; (3) fio *Dentaurum* – aprisionamento *Dentaurum* e (4) fio *Ormco* – aprisionamento *Dentaurum*. O ensaio foi realizado com recurso a *brackets* convencionais *Morelli* para todas as combinações.

A partir da análise do gráfico 3.12, foi construída a tabela 3.11 referente às variações do valor das forças registadas durante o ensaio. Nesta, é isolada a média dos valores referentes às flutuações mais significativas ao nível da força durante as passagens ao longo de cada um dos *brackets* e entre estas passagens. Foram também assinalados os valores para os quais as entradas e saídas do fio nos *brackets* ocorrem. A análise do andamento geral das curvas aliada à identificação e registo das variações significativas ao nível da força para os pontos-chave referidos anteriormente, facilita a interpretação dos resultados obtidos.

Tabela 3.11 – Levantamento dos resultados obtidos referentes ao ensaio fio-*bracket* para fios ortodônticos.

Atrito Fio-Bracket dos Fios Ortodônticos Estudados					
Deslocamento (mm)	Descrição	Fio – Aprisionamento Elastomérico			
		<i>Dentaurum – Morelli</i>	<i>Dentaurum – Dentaurum</i>	<i>Ormco – Morelli</i>	<i>Ormco – Dentaurum</i>
		Oscilações significativas no valor da força (N)			
0 – 1,5	Início do ensaio	9,8	11,1	14,9	13,1
1,5	Entrada no 1º <i>bracket</i>	9,9	10,8	14,9	12,3
1,5 – 5,1	Passagem no 1º <i>bracket</i>	9,5	9,8	13,7	10,9
5,1	Saída do 1º <i>bracket</i>	8,8	8,7	12,6	9,9
5,1 – 9,4	Passagem entre o 1º e o 2º <i>bracket</i>	7,7	8,0	9,6	10,1
9,4	Entrada no 2º <i>bracket</i>	7,7	8,2	11,6	9,0
9,4 – 12,9	Passagem no 2º <i>bracket</i>	7,6	6,9	11,2	7,5
12,9	Saída do 2º <i>bracket</i>	7,8	6,1	8,5	6,6
12,9 – 17,9	Passagem entre o 2º e o 3º <i>bracket</i>	6,1	5,2	8,2	5,8
17,9	Entrada no 3º <i>bracket</i>	5,9	5,4	8,6	6,7
17,9 – 21,4	Passagem no 3º <i>bracket</i>	5,3	4,5	7,0	4,5
21,4	Saída do 3º <i>bracket</i>	4,9	3,6	6,1	3,6
21,4 – 26,4	Passagem entre o 3º e o 4º <i>bracket</i>	3,6	2,9	5,4	3,1
26,4	Entrada no 4º <i>bracket</i>	3,1	2,8	5,8	3,3
26,4 – 29,9	Passagem no 4º <i>bracket</i>	1,5	1,4	3,0	1,5
29,9	Saída do 4º <i>bracket</i>	0	0	0	0

A análise das curvas obtidas revela um aumento inicial rápido na força registrada para todos os casos de estudo. Após esta subida rápida, verifica-se uma diminuição gradual das forças ao longo do ensaio. No entanto, esta diminuição é contrariada em determinados momentos do ensaio por flutuações no valor das forças registradas.

O aumento inicial na força registada para todos os casos de estudo deve-se ao facto da força aplicada se sobrepor à fricção estática, garantindo a movimentação do fio ao longo dos *brackets*. A partir do momento em que o movimento é iniciado, as forças necessárias que garantem esta movimentação vão diminuindo à medida que o fio é deslocado ao longo dos *brackets*. No entanto, ao longo do deslocamento verificam-se flutuações no valor das forças registadas. Estas flutuações representam uma fricção acentuada derivada do aprisionamento do sistema fio-*bracket*, onde a força apresenta valores mais elevados de modo a sobrepor-se à fricção gerada e permitir o deslocamento do fio. Estas diferenças ao nível da fricção gerada dependem da natureza manual do aprisionamento: como exemplo podem ser referidas eventuais deslocações do elástico forçadas pela movimentação do fio ao longo dos *brackets*, inconsistência do aprisionamento em forma de “8” ou até mesmo o modo como o elástico é esticado durante o encaixe nos *brackets* que pode culminar numa eventual diminuição da força de aprisionamento.

Pela análise dos gráficos, verifica-se que o fio ortodôntico da *Ormco* com aprisionamento *Morelli* se destaca das restantes combinações, uma vez que apresenta forças superiores. Seguida desta combinação, destaca-se o fio *Ormco* com aprisionamento *Dentaurum* cujas forças registadas são superiores até cerca de metade da distância correspondente à passagem no segundo *bracket*. O fio *Dentaurum*, para ambos os aprisionamentos, não apresenta diferenças significativas ao nível das forças quando olhamos para o ensaio como um todo, a par do fio *Ormco* com aprisionamento *Dentaurum* a partir da passagem pelo segundo *bracket*.

As diferenças ao nível da magnitude das forças registadas e atrito verificado, devem-se a factores como a topografia superficial do fio e ao acabamento de superfície do *slot* dos *brackets*. Uma vez que o fio da *Ormco* apresenta, globalmente, um registo de forças mais elevadas poder-se-á referir que a sua superfície apresenta uma maior rugosidade, confirmada pela análise SEM (figura 3.4); uma maior rugosidade observada pode explicar os resultados obtidos relativamente às forças registadas.

Uma vez que se verificam diferenças relativas à magnitude das forças geradas pela fricção para diferentes combinações de sistemas fio-*bracket*-aprisionamento elastomérico, a força necessária para superar a fricção vai depender da combinação escolhida pelo ortodontista. Para atingir um movimento dentário eficiente na presença de fricção, a força total aplicada ao dente deve ser determinada pela força óptima necessária para efectuar a sua movimentação, bem como pela magnitude da fricção entre o sistema fio-*bracket*-aprisionamento elastomérico.

3.1.5 Simulação do Processo de Esterilização

Os gráficos 3.13 e 3.14 correspondem ao resultado da simulação em DSC do processo de esterilização dos fios ortodônticos da *Dentaurum* e *Ormco*, respectivamente. As curvas da parte superior dos gráficos representam as curvas em arrefecimento, enquanto as curvas em aquecimento estão representadas na parte inferior do gráfico.

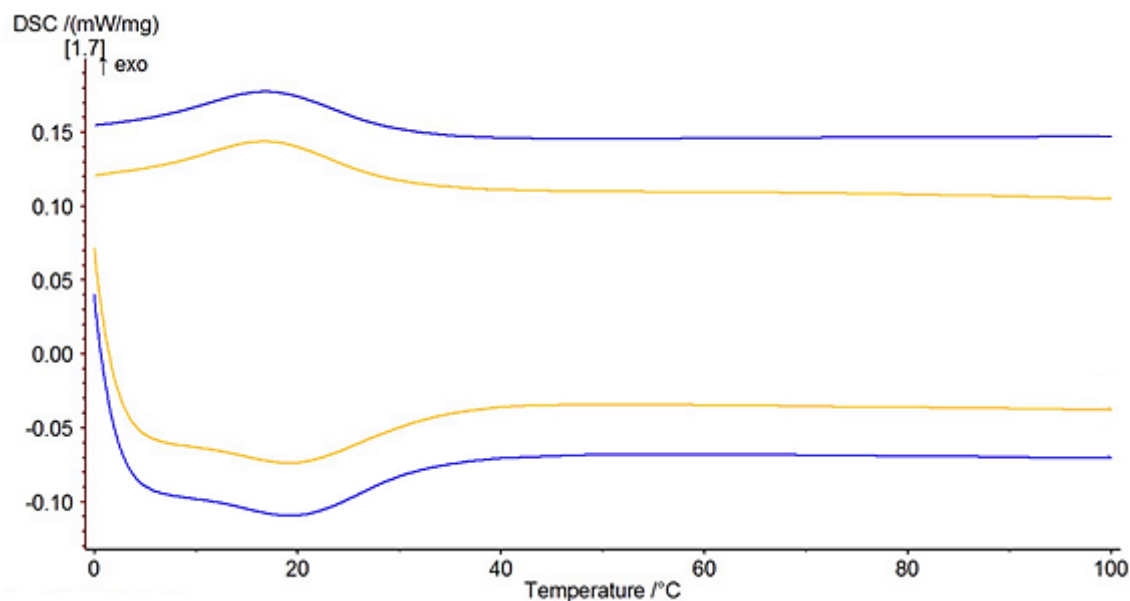


Gráfico 3.13 – Termograma obtido através de um ensaio DSC, representativo das transformações de fase da liga que constitui o fio ortodôntico da marca *Dentaurum* antes (curvas na zona mais exterior do gráfico) e depois (curvas na zona mais interior do gráfico) do processo de simulação de esterilização (124°C mantidos durante 2 horas).

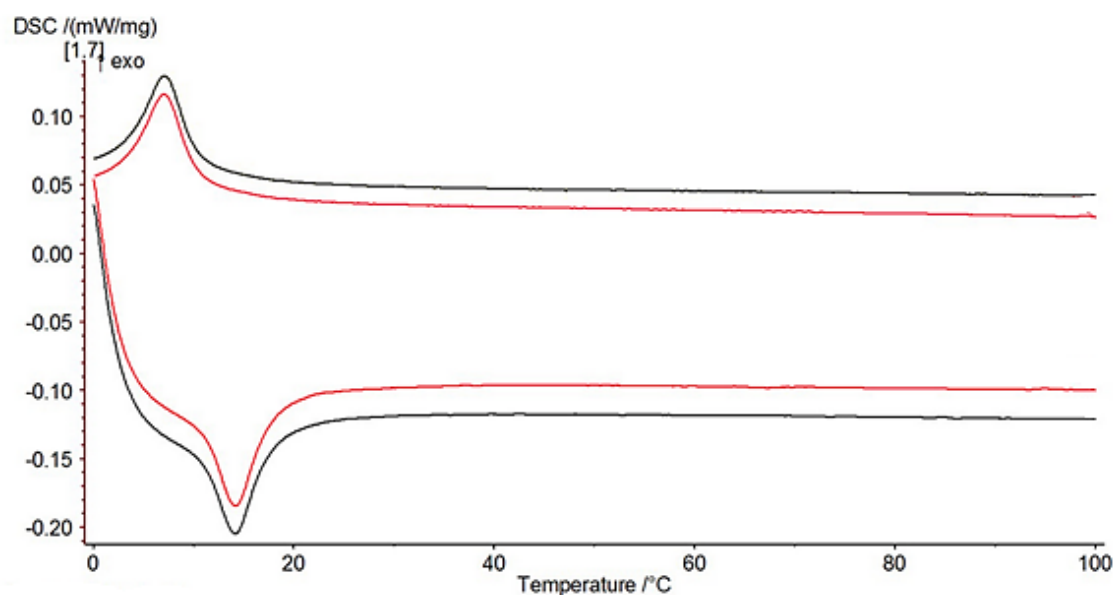


Gráfico 3.14 – Termograma obtido através de um ensaio DSC, representativo das transformações de fase da liga que constitui o fio ortodôntico da marca *Ormco* antes (curvas na zona mais exterior do gráfico) e depois (curvas na zona mais interior do gráfico) do processo de simulação de esterilização (124°C mantidos durante 2 horas).

A análise de ambos os termogramas, referentes aos gráficos 3.13 e 3.14, revela que as transformações de fase se mantêm inalteradas e indistintas aquando da comparação do material antes e após a simulação de esterilização.

Deste modo, tal como era previsto tomando como referência o estudo de Mayhew & Kusy [58], os fios ortodônticos não sofrem alterações estruturais após se encontrarem sujeitos a temperaturas que simulam as utilizadas em processos de esterilização em autoclave por períodos de tempo extensos. Este facto suporta o paradigma da esterilização dos fios como uma técnica fiável na reciclagem e reutilização dos fios ortodônticos de Ni-Ti sem que a integridade das características do fio seja comprometida.

3.1.6 Tratamentos Térmicos do Fio Ortodôntico da *Dentaurum*

O resultado dos tratamentos térmicos aos quais o fio superelástico da *Dentaurum* foi submetido com o objectivo de simular a condição estrutural do fio termoactivado (*Dentaurum*), encontra-se evidenciado no gráfico 3.15. Nele estão registadas as transformações de fase dos fios no estado como recebido superelástico e termoactivado da *Dentaurum* e os três tratamentos térmicos executados.

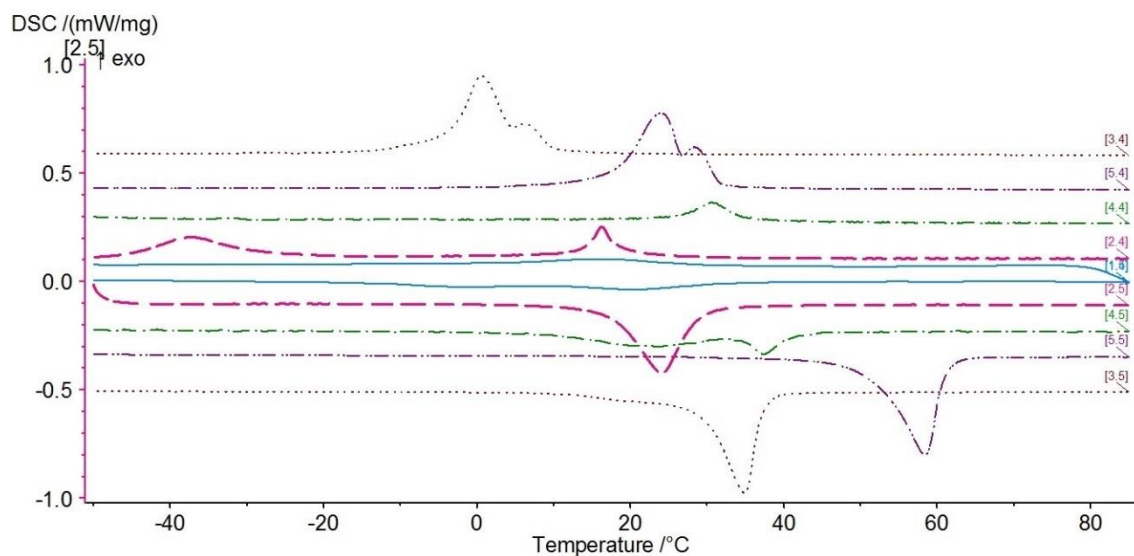


Gráfico 3.15 – Termograma referente às transformações de fase dos fios no estado como recebido superelástico e termoativado da *Dentaaurum* e os três tratamentos térmicos executados.

Legenda:

- Dentaaurum SE TT600°C 2h
- Dentaaurum SE TT550°C 4h
- Dentaaurum SE TT450°C 2h
- Dentaaurum Termoativado
- Dentaaurum SE

Os tratamentos térmicos executados aos fios superelásticos da *Dentaaurum* não foram suficientes para que a posição das suas transformações de fase coincidisse com as posições do fio termoativado da *Dentaaurum*, mas permitiram aproximar-se desses valores. Deste modo, é possível deduzir que o fio ortodôntico termoactivo é obtido através de tratamentos termo-mecânicos.

3.2 Fios Com Potencial Aplicação Ortodôntica

Ao longo deste ponto são apresentados os resultados referentes aos ensaios aos quais os fios com potencial aplicação ortodôntica em estudo foram submetidos.

3.2.1 Transformações de fase

Nesta secção são apresentados os resultados referentes às transformações de fase dos fios em estudo. Os gráficos referentes aos ensaios DSC encontram-se evidenciados entre os gráficos 3.16 e 3.19. Foram assinaladas, novamente, a temperatura ambiente (25°C), representada por

uma linha azul, e a gama de temperaturas médias registadas na cavidade oral (33°C-37°C), representada por uma banda em tons rosados.

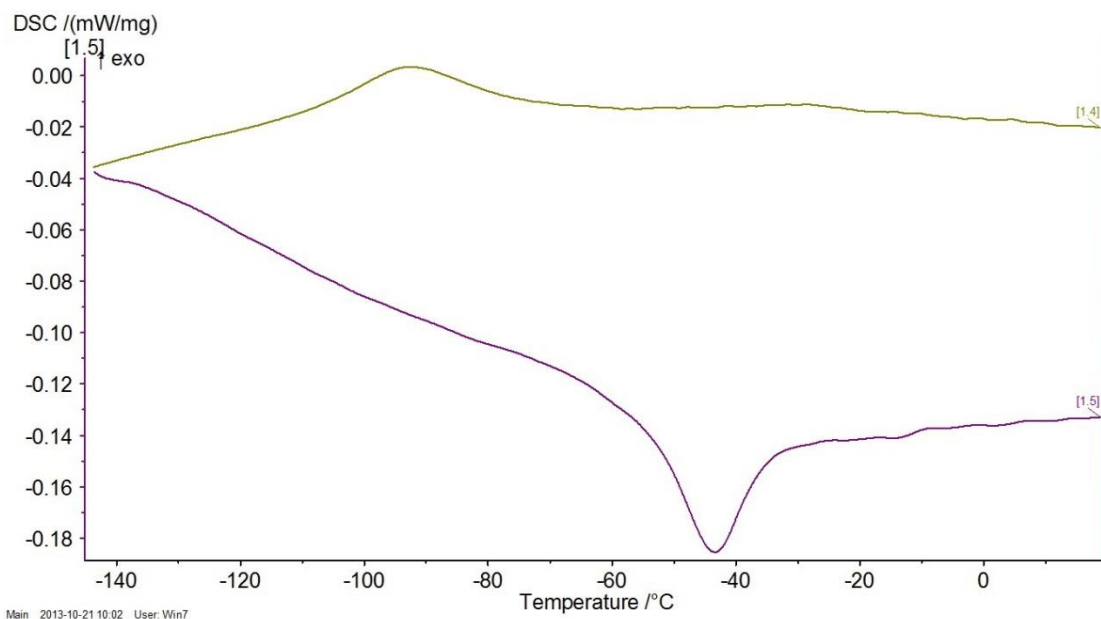


Gráfico 3.16 – Termograma correspondente às transformações de fase do fio *Euroflex* (Ø=0,200mm). Note-se que a parte superior do termograma corresponde ao arrefecimento enquanto que a parte inferior corresponde ao aquecimento.

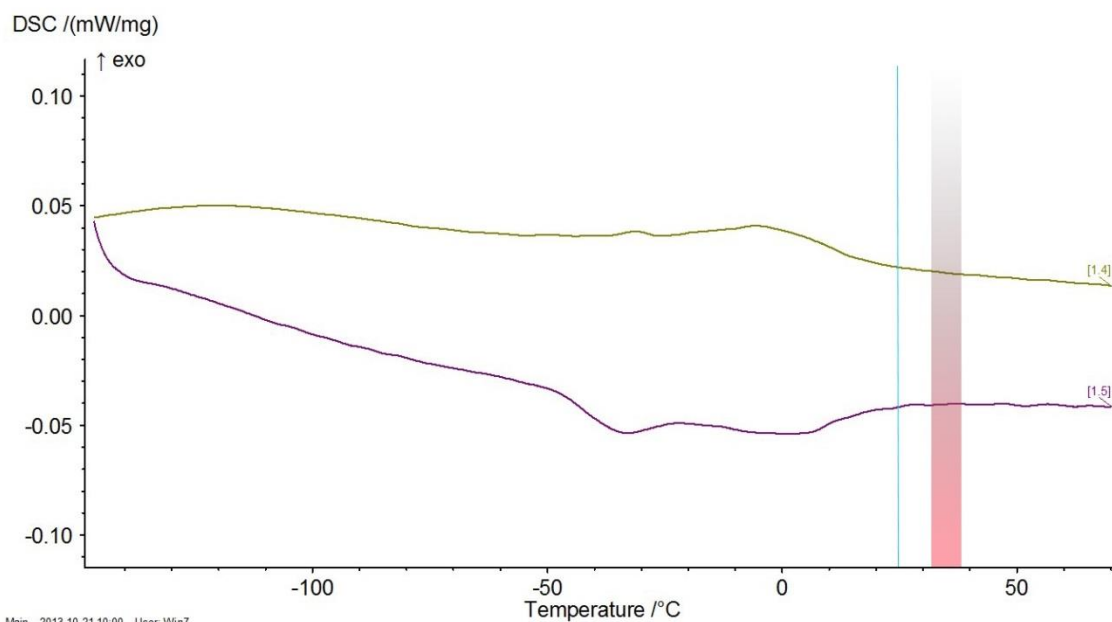


Gráfico 3.17 – Termograma correspondente às transformações de fase do fio *Euroflex* (Ø=0,240mm). Note-se que a parte superior do termograma corresponde ao arrefecimento enquanto que a parte inferior corresponde ao aquecimento.

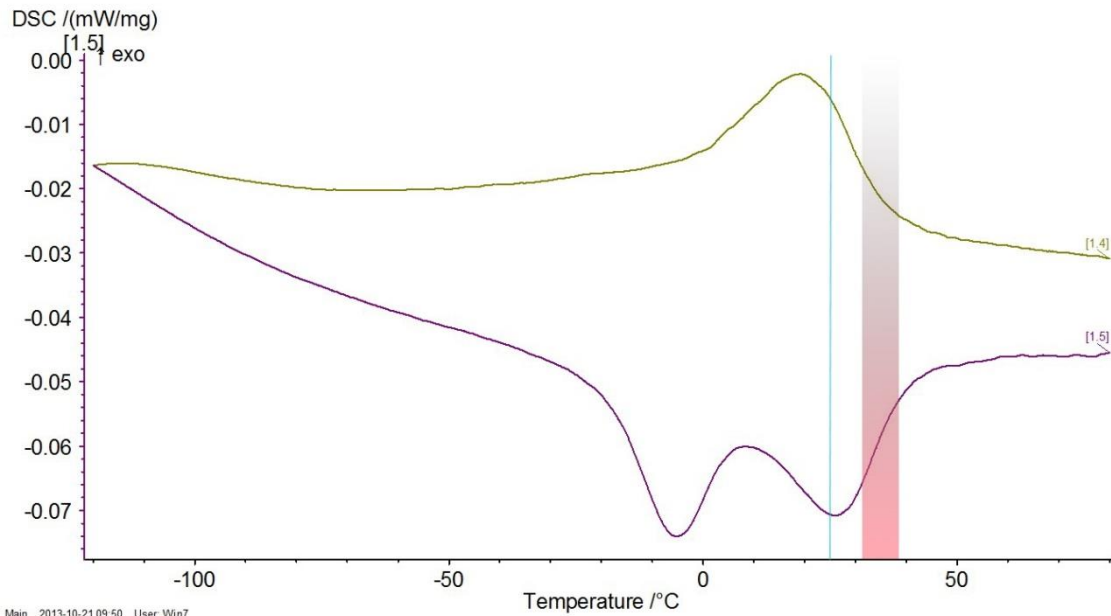


Gráfico 3.18 - Termograma correspondente às transformações de fase do fio *Memry* ($\varnothing=0,381\text{mm}$). Note-se que a parte superior do termograma corresponde ao arrefecimento enquanto que a parte inferior corresponde ao aquecimento.

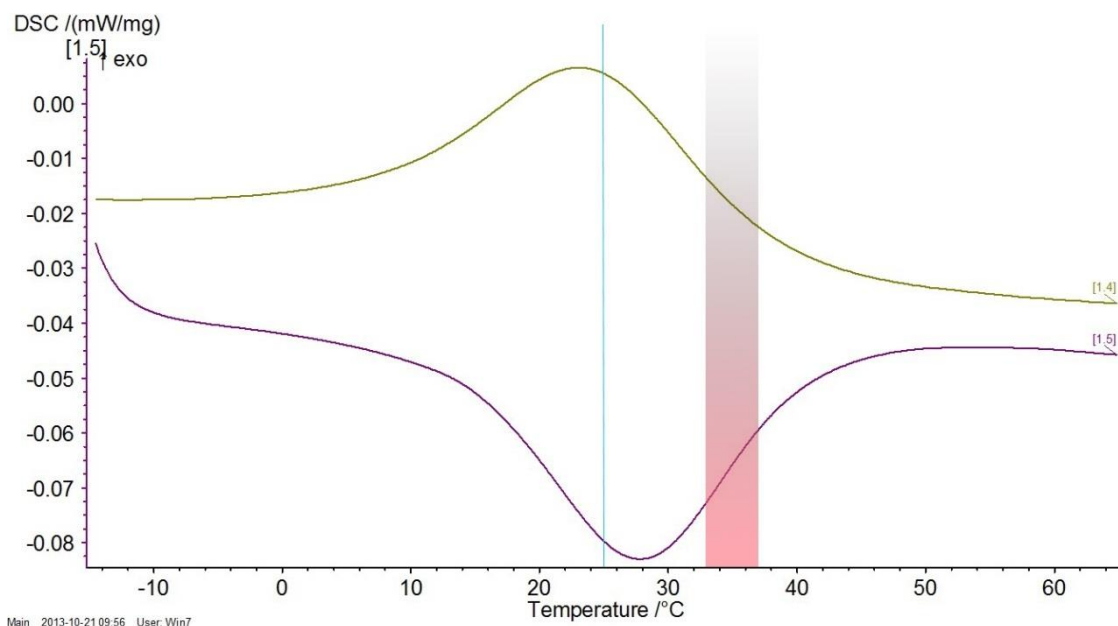


Gráfico 3.19 - Termograma correspondente às transformações de fase do fio *Euroflex* ($\varnothing=0,200\text{mm}$) tratado termicamente a 450°C durante 10 minutos. Note-se que a parte superior do termograma corresponde ao arrefecimento enquanto que a parte inferior corresponde ao aquecimento.

A par da análise efectuada para os fios ortodônticos, foi efectuada a caracterização de arames com potencial aplicação em Ortodontia. A partir da análise que o *software Peak Separation* executa, os resultados que ilustram as temperaturas de transformação foram reunidos nas tabelas

3.12 e 3.13, tendo em conta o estado do fio em estudo (como recebido ou tratado termicamente). Note-se que, relativamente ao conjunto de fios tratados termicamente, apenas o fio *Euroflex* ($\varnothing=0,200\text{mm}$) tratado termicamente a 450°C durante 10 minutos foi alvo de análise por DSC.

Tabela 3.12 – Resultados obtidos através da análise de DSC do *software Peak Separation* da *Netzsch* para os fios com potencialidades ortodônticas no estado como recebido.

Resultados da análise DSC relativos aos fios com potencialidades ortodônticas			
Fios	<i>Euroflex</i> #7087-1 ($\varnothing=0,200\text{mm}$)	<i>Euroflex</i> #7711 ($\varnothing=0,240\text{mm}$)	<i>Memry</i> #0696 ($\varnothing=0,381\text{mm}$)
Massa da amostra (mg)	10,8	16,4	21,5
Curva em arrefecimento			
Ms ($^{\circ}\text{C}$)	-76,0	-26,4	-17,6
Mf ($^{\circ}\text{C}$)	-111,1	-44,5	-38,0
Rs ($^{\circ}\text{C}$)	-	18,794	7,6
Rf ($^{\circ}\text{C}$)	-	-35,5	-22,2
Curva de aquecimento			
As ($^{\circ}\text{C}$)	-53,5	-39,7	-15,3
Af ($^{\circ}\text{C}$)	-35,2	19,8	10,0
Rs' ($^{\circ}\text{C}$)	-	-48,9	-37,1
Rf' ($^{\circ}\text{C}$)	-	-19,1	-15,8

Tabela 3.13 – Resultados obtidos através da análise de DSC do *software Peak Separation* da *Netzsch* para os fios com potencialidades ortodônticas tratados termicamente.

Resultados da análise DSC relativos aos fios com potencialidades ortodônticas tratados termicamente	
Fio	<i>Euroflex</i> #7087-1 ($\varnothing=0,200\text{mm}$) TT450$^{\circ}\text{C}$ 10min
Massa da Amostra	11,1
Curva em Arrefecimento	
Ms ($^{\circ}\text{C}$)	40,6
Mf ($^{\circ}\text{C}$)	14,2
Curva em Aquecimento	
As ($^{\circ}\text{C}$)	6,4
Af ($^{\circ}\text{C}$)	38,2

Do ponto de vista do interesse da temperatura Af no funcionamento dos fios ortodônticos, verifica-se que o fio *Euroflex* ($\varnothing=0,200\text{mm}$) tratado termicamente a 450°C por um período de 10 minutos não apresenta a transformação em austenite (em aquecimento) completa à temperatura ambiente. A análise das transformações de fase dos restantes fios com potencial aplicação ortodôntica, mostra que estes se apresentam austeníticos à temperatura ambiente e, consequentemente também à temperatura bucal, uma vez que $Af < 25^{\circ}\text{C}$. Deste modo, seria de esperar que, quando solicitados mecanicamente, estes apresentassem um comportamento superelástico.

3.2.2 Topografia Superficial dos Fios

As imagens da topografia superficial obtidas através da análise SEM dos fios com potencial aplicação ortodôntica encontram-se dispostas entre as figuras 3.6 e 3.8.

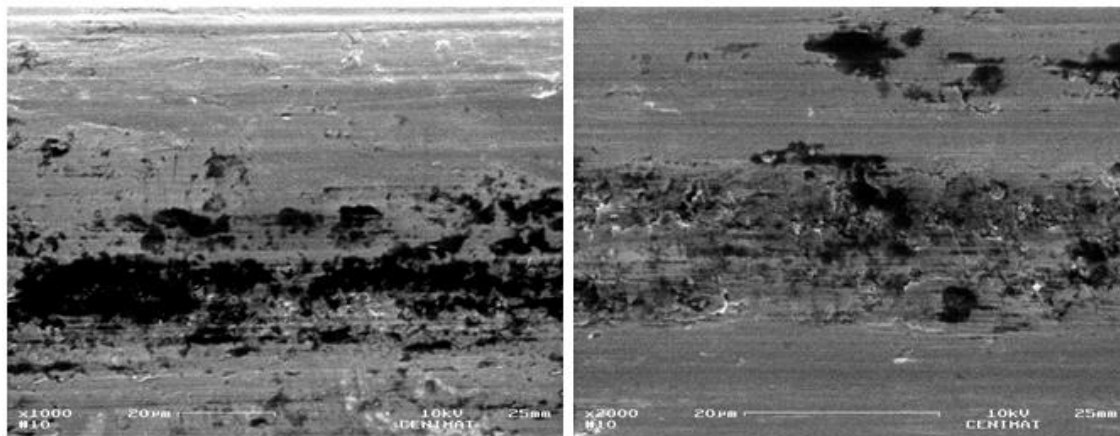


Figura 3.6 – Análise SEM do fio *Euroflex* ($\varnothing=0,200\text{mm}$). Imagens ampliadas a 1000 e 2000 vezes.

A análise da figura 3.6 revela uma superfície fortemente marcada por defeitos superficiais na forma de riscos e sulcos por parte do fio *Euroflex* ($\varnothing=0,200\text{mm}$), sugerindo que estes derivam de tratamentos mecânicos aos quais o fio esteve sujeito, nomeadamente, da passagem por uma fieira, o que é concordante com o processo de fabrico a partir do qual este tipo de material é obtido (trefilagem).

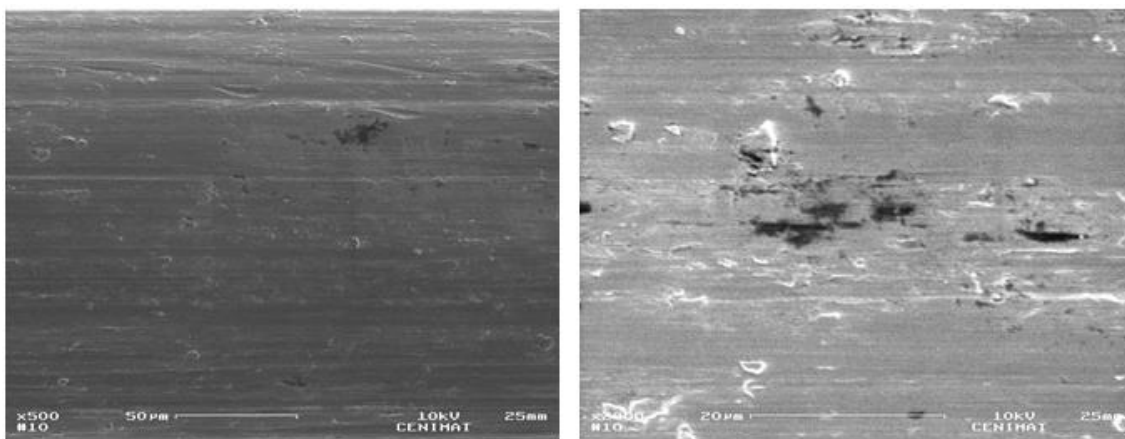


Figura 3.7 – Análise SEM do fio *Euroflex* ($\varnothing=0,240\text{mm}$). Imagens ampliadas a 1000 e 2000 vezes.

De igual modo, a análise da superfície do fio *Euroflex* ($\varnothing=0,240\text{mm}$) através da figura 3.7, sugere defeitos introduzidos pela passagem do fio por uma fieira sem qualquer operação de acabamento superficial posterior, aquando do fabrico do fio.

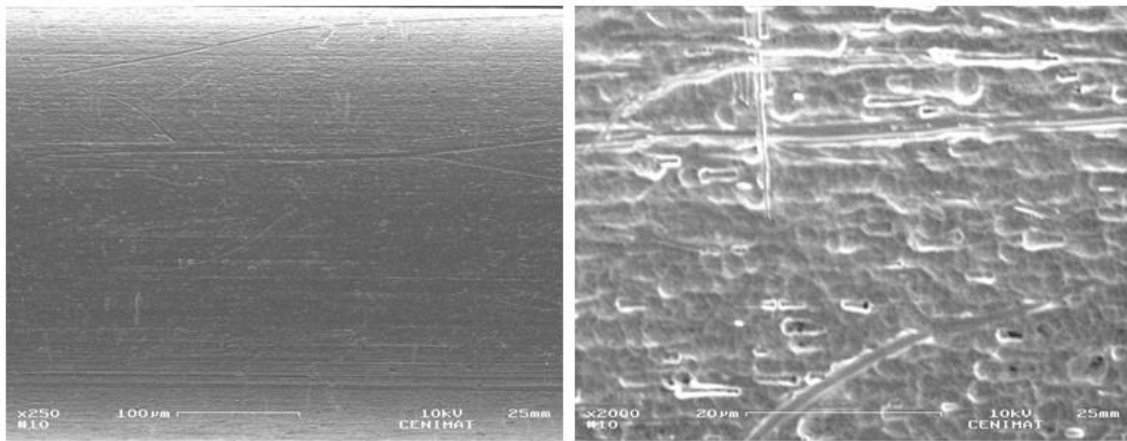


Figura 3.8 – Análise SEM do fio *Memry* ($\varnothing=0,381\text{mm}$). Imagens ampliadas a 1000 e 2000 vezes.

A análise das imagens obtidas para o fio *Memry* ($\varnothing=0,381\text{mm}$), (figura 3.8), sugere que o fio foi submetido a um processo de decapagem química. Este facto é mais evidente na ampliação de 2000x. O objectivo deste processo pode prender-se essencialmente com a remoção das camadas de óxido ou resíduos derivados de eventuais tratamentos térmicos aos quais o fio esteve sujeito.

3.2.3 Caracterização Mecânica

3.2.3.1 Ensaio de Tracção

Uma vez que os fios com potencial aplicação ortodôntica foram alvo de dois tratamentos térmicos distintos, a análise do comportamento mecânico desta classe de fios foi realizada de modo a que o comportamento dos materiais base fosse comparado com o material tratado termicamente. Deste modo, as curvas σ - ϵ dos fios em estudo com potencialidades ortodônticas encontram-se representadas entre os gráficos 3.20 e 3.22.

O tipo de análise utilizada para estudar e comparar este tipo de fios é análoga à utilizada no estudo dos fios ortodônticos.

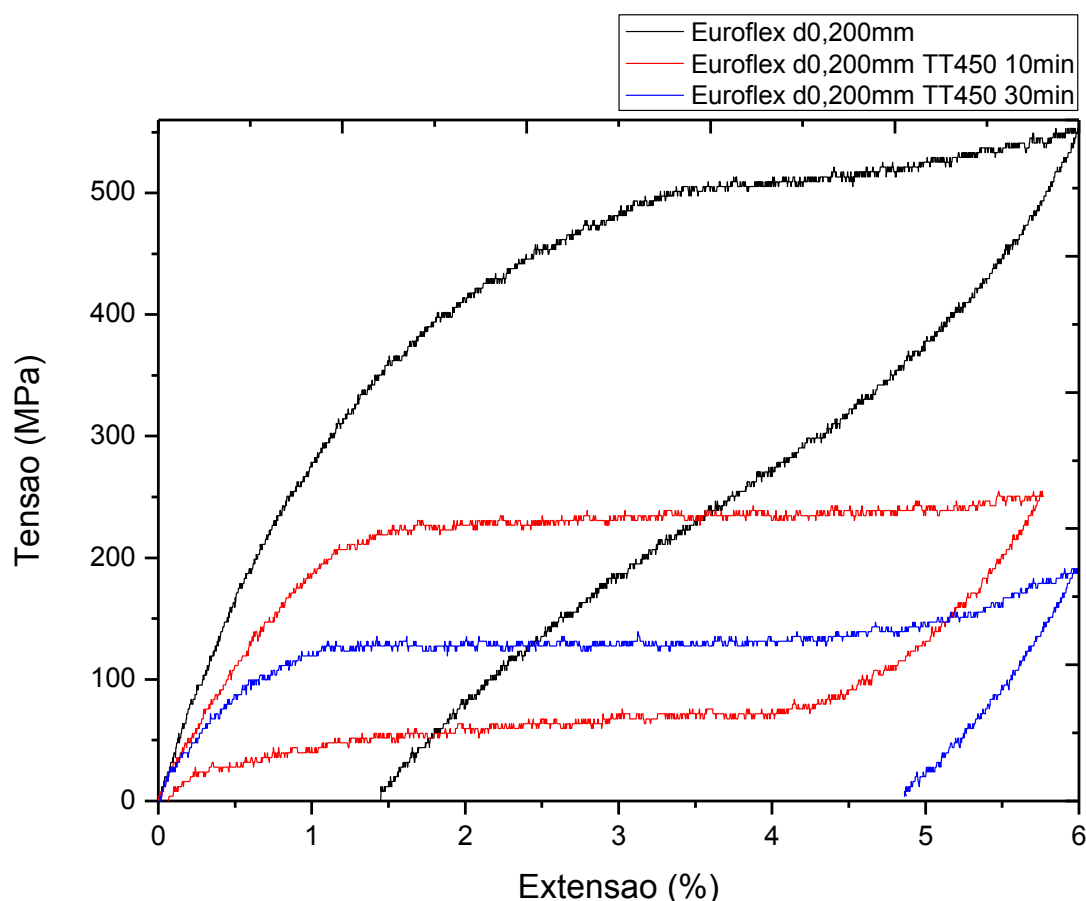


Gráfico 3.20 – Curvas σ - ϵ dos fios com potencial aplicação ortodôntica no estado como recebido, tratado termicamente a 450°C durante 10 minutos e tratado termicamente a 450°C durante 30 minutos do material *Euroflex* ($\varnothing=0,200\text{mm}$).

A análise do comportamento à tracção dos três estados (como recebido, tratado termicamente a 450°C durante 10 minutos e tratado termicamente a 450°C durante 30 minutos) do fio *Euroflex* ($\varnothing=0,200\text{mm}$) demonstra que, apenas o fio tratado durante 10 minutos apresenta um comportamento superelástico.

Os resultados obtidos através da análise da curva σ - ϵ do fio tratado durante 10 minutos encontram-se reunidos na tabela 3.14:

Tabela 3.14 – Análise do comportamento mecânico à tracção do fio *Euroflex* ($\varnothing=0,200\text{mm}$) tratado termicamente a 450°C durante 10 minutos.

<i>Euroflex</i> #7087-1 ($\varnothing=0,200\text{mm}$) TT 450°C 10 min	
σ^{Ms} (MPa)	215
σ^{Mf} (MPa)	247
σ^{As} (MPa)	76
σ^{Af} (MPa)	29
$E\sigma_{\text{M}}$ (MPa)	32
$E\sigma_{\text{A}}$ (MPa)	47
H (MPa)	186

De acordo com o ensaio DSC do material base (ver tabela 3.12) seria esperado que, à temperatura ambiente, o fio se encontrasse austenítico uma vez que $A_f = -35,2^\circ\text{C}$. No entanto, tal não se verifica segundo a curva σ - ϵ obtida, uma vez que o material base encontra-se encruado. A análise da curva σ - ϵ do fio tratado durante 10 minutos quando comparada com a curva do fio base ilustra um amaciamento, uma vez que os valores de tensão diminuem, induzido pelos fenómenos de recristalização que derivam do tratamento térmico. A temperatura A_f deste fio é de $40,6^\circ\text{C}$, o que se apresenta longe dos 25°C referidos para a temperatura ambiente; o ensaio de tracção foi realizado a uma temperatura ambiente próxima de 30°C , o que pode explicar a predominância de fase austenítica e o comportamento superelástico verificado.

Relativamente ao fio tratado termicamente durante 30 minutos verifica-se que deverá estar no estado martensítico à temperatura ambiente a que foi realizado o ensaio (não foi realizado ensaio DSC); o patamar observado na curva de tracção situa-se a um nível (cerca de 100 MPa) típico da desmaclagem da martensite/ reorientação das variantes; no final do patamar não há recuperação da deformação induzida. Uma vez que variações introduzidas no tempo de tratamento térmico alteram as temperaturas de transformação de fase, pode-se supor que a temperatura A_f foi desviada para uma temperatura superior à temperatura ambiente, de tal modo que a fase predominante à temperatura ambiente é a martensite.

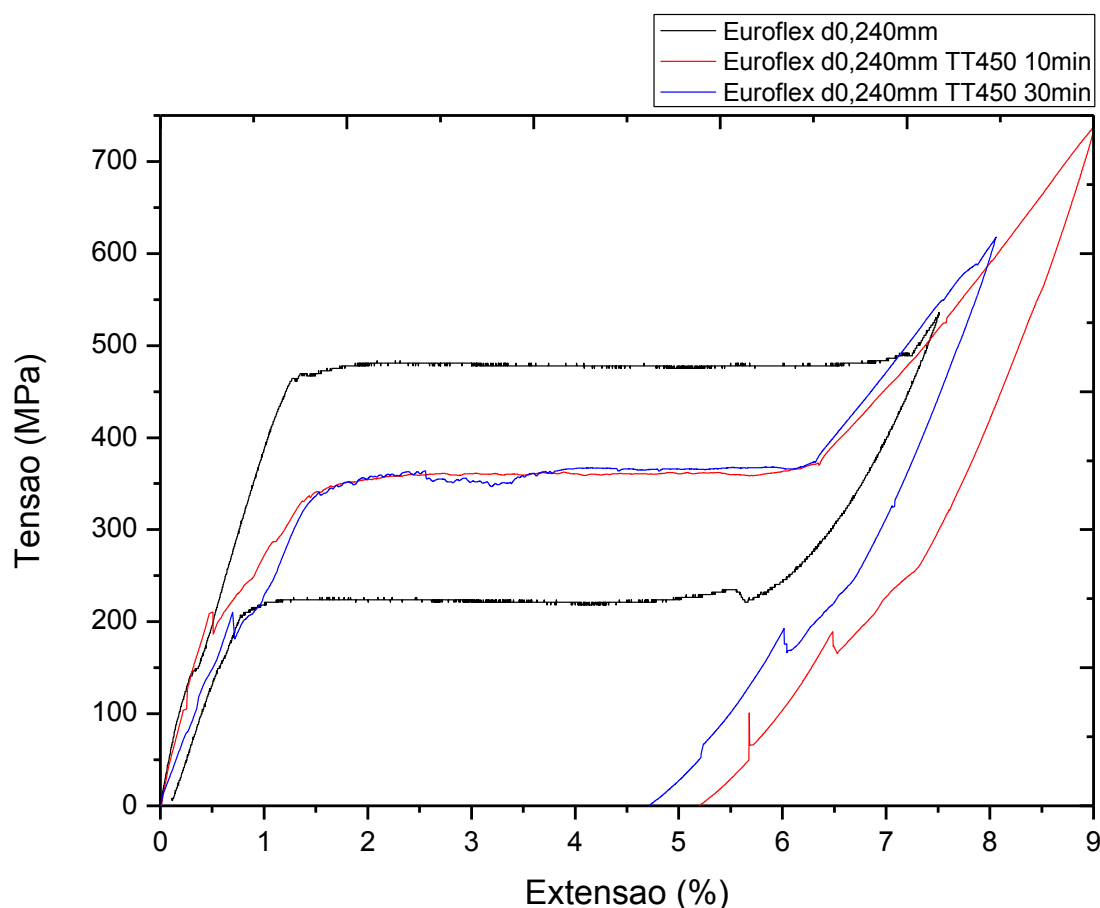


Gráfico 3.21 – Curvas σ - ϵ dos fios com potencial aplicação ortodôntica no estado como recebido, tratado termicamente a 450°C durante 10 minutos e tratado termicamente a 450°C durante 30 minutos do material *Euroflex* ($\varnothing=0,240\text{mm}$).

Relativamente ao fio *Euroflex* ($\varnothing=0,240\text{mm}$), através da análise do gráfico 3.21, verifica-se que apenas o fio base apresenta um comportamento superelástico quando solicitado à tracção. Ambos os fios tratados termicamente não apresentaram recuperação após a deformação induzida, sendo apenas verificada deformação da martensite desmaclada. A análise das curvas σ - ϵ dos fios tratados termicamente sugere que o material apresenta, em ambos os casos, uma predominância da fase martensítica à temperatura ambiente, o que leva a crer que o tratamento térmico deslocou a temperatura de final de transformação em austenite para temperaturas acima da temperatura ambiente.

Assim, uma vez que apenas o fio base apresenta recuperação da deformação aplicada, as características mecânicas relevantes para a sua caracterização encontram-se reunidas na tabela 3.15.

Tabela 3.15 – Análise do comportamento mecânico à tracção do fio *Euroflex* ($\varnothing=0,240\text{mm}$) em estado como recebido.

<i>Euroflex</i> #7711 ($\varnothing=0,240\text{mm}$)	
σ^{Ms} (MPa)	464
σ^{Mf} (MPa)	490
σ^{As} (MPa)	219
σ^{Af} (MPa)	210
$E\sigma_M$ (MPa)	26
$E\sigma_A$ (MPa)	8
H (MPa)	253

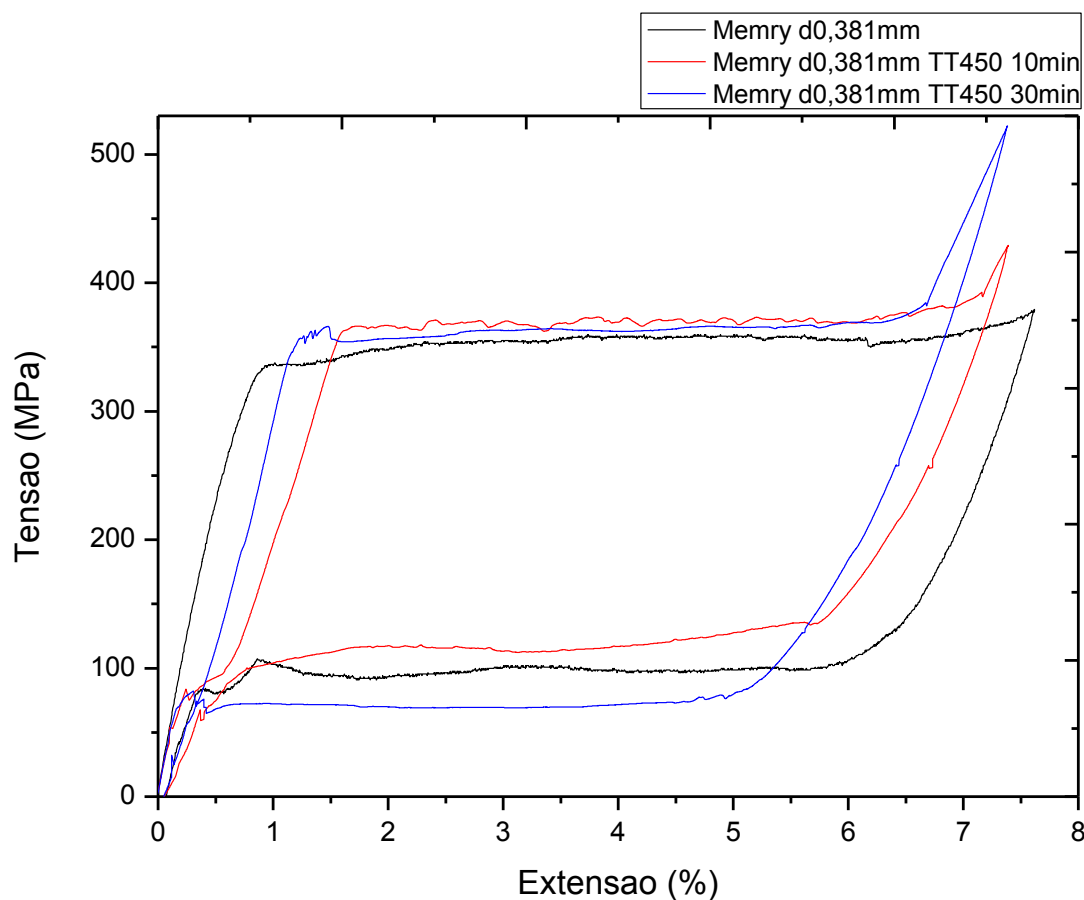


Gráfico 3.22 – Curvas σ - ϵ dos fios com potencial aplicação ortodôntica no estado como recebido, tratado termicamente a 450°C durante 10 minutos e tratado termicamente a 450°C durante 30 minutos do material *Memry* ($\varnothing 0,381\text{mm}$).

Relativamente ao fio *Memry* ($\varnothing 0,381\text{mm}$), a análise do gráfico 3.22 revela que, quer o fio base, quer os fios tratados termicamente, apresentam um comportamento superelástico quando ensaiados à tracção. Assim, as características mecânicas relevantes para a caracterização dos fios referidos encontram-se reunidas na tabela 3.16.

Tabela 3.16 – Análise do comportamento mecânico à tracção do fio *Memry* ($\varnothing=0,381\text{mm}$) no estado como recebido e tratado termicamente.

<i>Memry #0696 ($\varnothing=0,381\text{mm}$)</i>			
	Como recebido	TT450°C 10 min	TT450°C 30 min
σ^{Ms} (MPa)	345	361	352
σ^{Mf} (MPa)	355	388	387
σ^{As} (MPa)	103	139	83
σ^{Af} (MPa)	88	9	63
$E\sigma_{\text{M}}$ (MPa)	10	27	35
$E\sigma_{\text{A}}$ (MPa)	14	42	19
H (MPa)	256	264	288

3.2.3.2 Ensaios de Flexão

3.2.3.2.1 Ensaio de Flexão em 3 Pontos Modificado

A análise do comportamento dos fios *Euroflex* e *Memry* em flexão foi realizada segundo o mesmo tipo de procedimento adoptado na análise dos fios ortodônticos.

3.2.3.2.1.1 Modelo 1

As curvas força-deslocamento obtidas através dos ensaios de flexão realizados no modelo 1 para os três estados dos fios da *Euroflex* ($\varnothing=0,200\text{mm}$ e $\varnothing=0,240\text{mm}$) no estado como recebido e tratados termicamente encontram-se representadas nos gráficos 3.23 e 3.24, respectivamente.

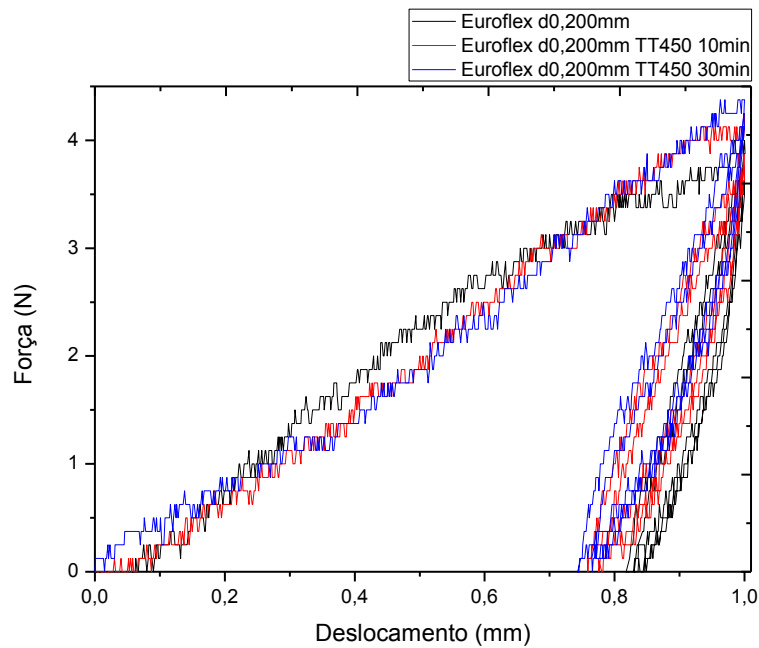


Gráfico 3.23 – Força (N) – deslocamento (mm) dos fios *Euroflex* ($\varnothing=0,200\text{mm}$) no estado como recebido, tratado termicamente a 450°C durante 10 minutos e tratado termicamente a 450°C durante 30 minutos.

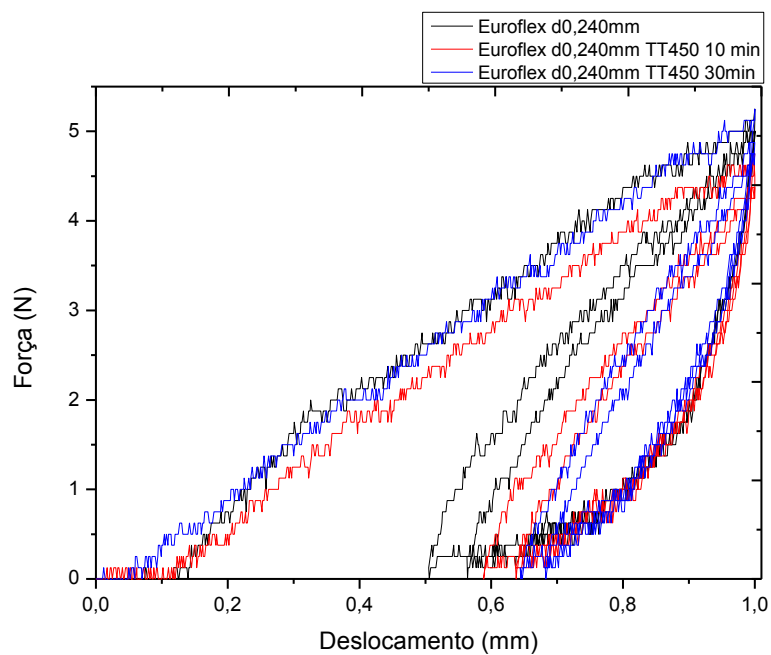


Gráfico 3.24 – Força (N) – deslocamento (mm) dos fios *Euroflex* ($\varnothing=0,240\text{mm}$) no estado como recebido, tratado termicamente a 450°C durante 10 minutos e tratado termicamente a 450°C durante 30 minutos.

A análise das curvas representadas nos gráficos 3.23 e 3.24 para três estados dos fios da *Euroflex* ($\varnothing=0,200\text{mm}$ e $\varnothing=0,240\text{mm}$), revela que o material não recupera a deformação após a carga ser retirada em nenhum dos casos estudados.

Esta análise do comportamento em flexão dos fios aliada à informação obtida pela análise DSC e do comportamento mecânico dos fios através de testes de tracção sugere que este conjunto de fios *Euroflex* ($\varnothing=0,200\text{mm}$) no estado como recebido e tratado termicamente não se encontra apto para a movimentação dentária. Esta inadequação pode ainda ser associada ao escorregamento facilitado pelo reduzido diâmetro do fio em relação às dimensões do *slot* dos *brackets*, que resulta num aprisionamento ineficiente.

Também os resultados obtidos para o conjunto de fios *Euroflex* ($\varnothing=0,240\text{mm}$) se apresentam insatisfatórios para a aplicação ortodôntica. Apesar de ter sido comprovado, através de um teste clássico de tracção que o fio no estado como recebido apresenta um comportamento superelástico, tal não se verifica no ensaio de flexão realizado no modelo 1. Este facto pode ser justificado, à luz do que foi referido para o fio de diâmetro $0,200\text{mm}$, pelo fraco aprisionamento conferido pela relação entre o diâmetro reduzido do fio e as dimensões do *slot* do *bracket*, potenciando o escorregamento. Note-se ainda que, como o fio *Euroflex* ($\varnothing=0,240\text{mm}$) apresenta um diâmetro superior relativamente ao fio *Euroflex* ($\varnothing=0,200\text{mm}$), a recuperação da deformação imposta é superior no caso do fio com maior diâmetro, uma vez que o escorregamento é menor.

Relativamente aos fios da *Memry* ($\varnothing=0,381\text{mm}$), as curvas força-deslocamento e tensão-extensão obtidas para os fios nos três estados em análise encontram-se representadas no gráfico 3.25.

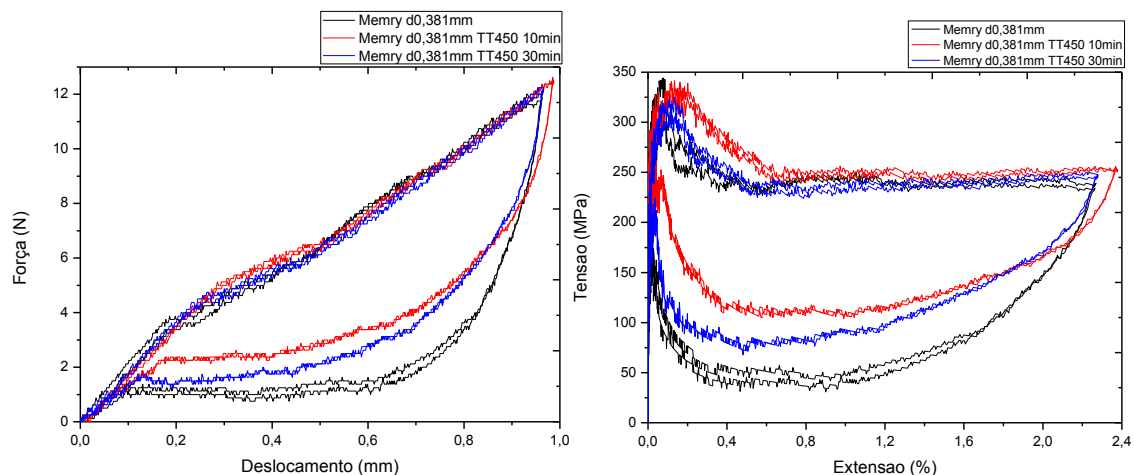


Gráfico 3.25 – Força (N) – deslocamento (mm) (à esquerda) e tensão (MPa) – extensão (%) (à direita) dos fios *Memry* ($\varnothing=0,381\text{mm}$) no estado como recebido, tratado termicamente a 450°C durante 10 minutos e tratado termicamente a 450°C durante 30 minutos.

Perante a análise dos fios da *Memry*, tanto o fio base como os fios tratados termicamente apresentam um comportamento superelástico. Assim, a análise do comportamento mecânico destes fios encontra-se registado na tabela 3.17.

Tabela 3.17 – Análise da curva força-deslocamento referente aos ensaios de flexão realizados no modelo 1 para os fios *Memry* ($\varnothing=0,381\text{mm}$) no estado como recebido e tratado termicamente.

	<i>Memry</i> #0696 ($\varnothing=0,381\text{mm}$)		
	Como recebido	TT450°C 10 min	TT450°C 30 min
F_{AS} (N)	3,6	5,5	5,4
F_{AF} (N)	1,3	2,3	1,7
Extensão do patamar (mm)	0,76	0,5	0,6
Declive do Patamar (N/mm)	2,3	4,7	5,7

A análise e comparação dos patamares de descarga dos fios *Memry* evidencia forças mais baixas e com menor variação para o fio no estado como recebido. A extensão dos patamares não apresenta variações significativas, sendo apenas verificado que o fio tratado termicamente a 450°C durante 10 minutos apresenta um patamar com um comprimento ligeiramente menor.

Relativamente aos valores das forças obtidas estas sugerem que o fio pode ser aplicado em Ortodontia, uma vez que os valores vão ao encontro da gama de valores esperados para este tipo de fios. Pode ainda ser referido que o patamar de descarga para este conjunto de fios apresentou um declive inferior ao apresentado pelos fios ortodônticos, sendo por isso obtidas forças com menor variação.

3.2.3.2.1.2 Modelo 2

As curvas força-deslocamento obtidas através dos ensaios de flexão realizados no modelo 2 com recurso aos *brackets Morelli*, relativas aos fios *Euroflex* ($\varnothing=0,200\text{mm}$) no estado como recebido e tratado termicamente, encontram-se representadas nos gráficos 3.26 e 3.27, para um deslocamento máximo de 2 e 3mm, respectivamente.

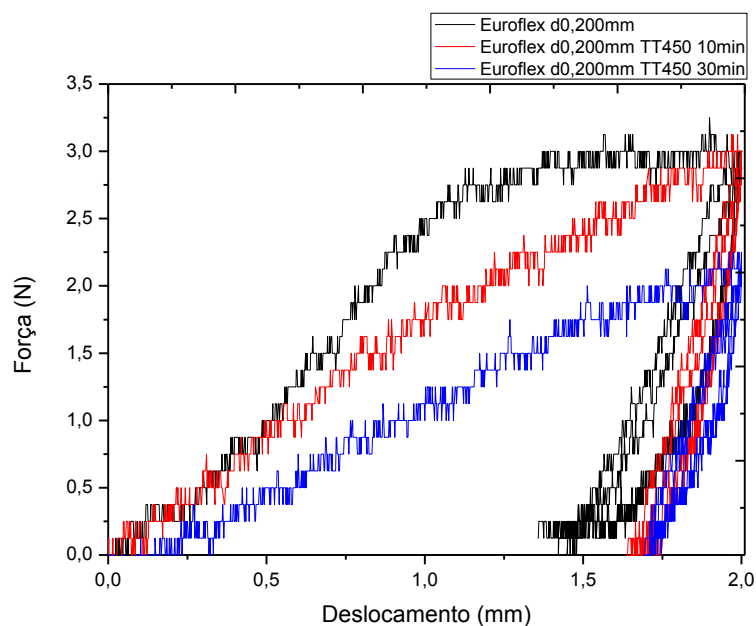


Gráfico 3.26 – Força (N) – deslocamento (mm) (deslocamento máximo correspondente a 2mm) dos fios *Euroflex* ($\varnothing=0,200\text{mm}$) no estado como recebido, tratado termicamente a 450°C durante 10 minutos e tratado termicamente a 450°C durante 30 minutos.

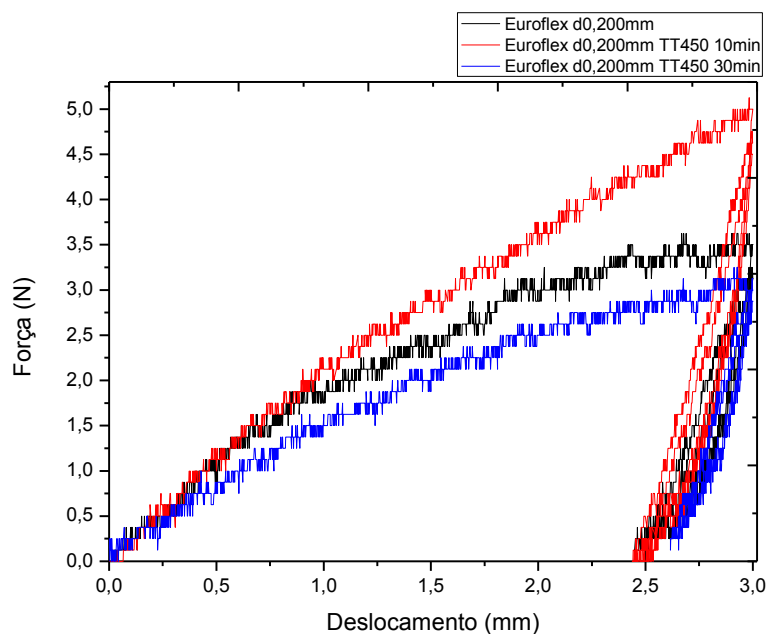


Gráfico 3.27 – Força (N) – deslocamento (mm) (deslocamento máximo correspondente a 3mm) dos fios *Euroflex* ($\varnothing=0,200\text{mm}$) no estado como recebido, tratado termicamente a 450°C durante 10 minutos e tratado termicamente a 450°C durante 30 minutos.

A análise das curvas força-deslocamento dos três estados do fio *Euroflex* ($\varnothing=0,200\text{mm}$) para um deslocamento máximo de 2mm e 3mm revela que o material não recupera a deformação após a carga ser retirada em nenhum dos casos. Mais uma vez o fio *Euroflex* ($\varnothing=0,200\text{mm}$) revela uma inadequação à aplicação ortodôntica pelos motivos referidos no ponto anterior.

Para um deslocamento máximo de 2mm, as curvas força-deslocamento obtidas para os três casos de estudo dos fios *Euroflex* ($\varnothing=0,240\text{mm}$), bem como a curva tensão-extensão para o fio no estado como recebido, encontram-se representadas no gráfico 3.28.

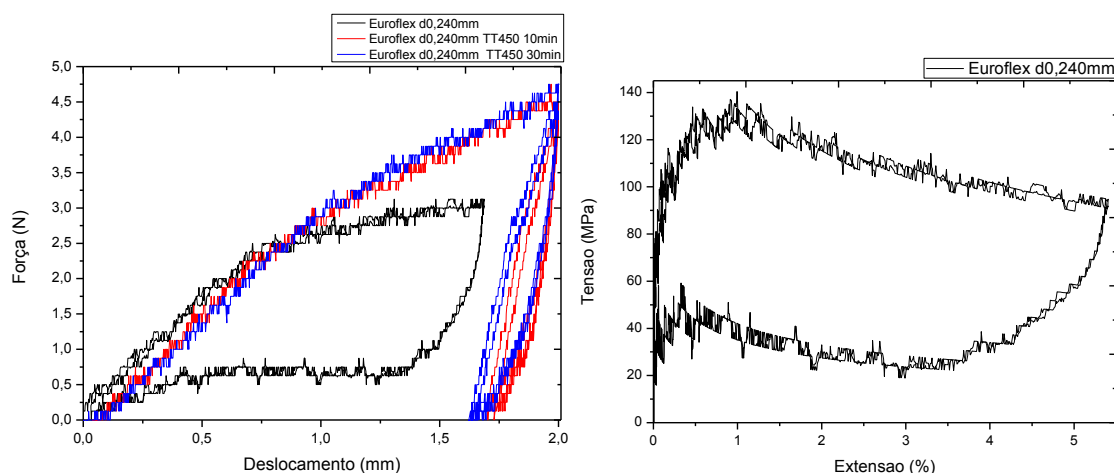


Gráfico 3.28 – Força (N) – deslocamento (mm) (à esquerda) dos *Euroflex* ($\varnothing=0,240\text{mm}$) no estado como recebido, tratado termicamente a 450°C durante 10 minutos e tratado termicamente a 450°C durante 30 minutos; tensão (MPa) – extensão (%) (à direita) do fio *Euroflex* ($\varnothing=0,240\text{mm}$) em estado como recebido. Deslocamento máximo correspondente a 2mm.

Através da análise do gráfico 3.28, apenas o fio *Euroflex* ($\varnothing=0,240\text{mm}$) em estado como recebido revelou um comportamento superelástico. Assim, a análise detalhada das curvas recaiu apenas sobre este fio e encontra-se registada na tabela 3.18.

Tabela 3.18 – Análise da curva força-deslocamento (deslocamento máximo correspondente a 2mm) referente aos ensaios de flexão realizados no modelo 2, com recurso a *brackets* e elásticos da *Morelli*, para o fio *Euroflex* ($\varnothing=0,240\text{mm}$) no estado como recebido. O deslocamento máximo realizado foi 2mm.

	<i>Euroflex</i> #7711 ($\varnothing=0,240\text{mm}$)
F_{AS} (N)	0,7
F_{AF} (N)	0,6
Extensão do patamar (mm)	0,9
Declive do Patamar (N/mm)	0,02

Relativamente ao fio *Euroflex* ($\varnothing=0,240\text{mm}$), verifica-se uma inadequação da aplicação do fio à prática ortodôntica para todos os casos de estudo excepto para o estudo do fio no estado como recebido. Através da sua análise DSC (ver tabela 3.12) e pelo ensaio de tracção (ver gráfico 3.21), foi comprovado que o fio no estado como recebido apresenta um comportamento superelástico à temperatura ambiente. Esta análise sugere uma inadequação do diâmetro do fio na prática ortodôntica quando combinado com *brackets* de dimensões semelhantes às utilizadas, aliada à inconsistência derivada do carácter manual do aprisionamento do fio aos *brackets*, o que potencia o escorregamento do mesmo.

As forças registadas ao nível do patamar correspondente à transformação inversa apresentam-se com menor variação ao longo do patamar e de baixa magnitude, sugerindo valores de forças semelhantes aos determinados por Lombardo [56] para um fio superelástico da *Dentaurum* de diâmetro correspondente a 0,305mm. Para um deslocamento máximo de 4mm, os autores obtêm valores médios de 0,7N. Embora as condições de teste sejam evidentemente diferentes, esta comparação é apenas referida para provar que a magnitude das forças geradas é aplicável na prática ortodôntica.

Os valores das forças obtidas para este fio aproximam-se também dos valores das forças óptimas para a movimentação dentária, referidos na tabela 1.2, nomeadamente para os valores referidos para a translação e verticalização da raiz dos incisivos e inclinação, rotação e extrusão de molares.

Para um deslocamento máximo de 3mm, as curvas força-deslocamento obtidas para os três casos de estudo dos fios *Euroflex* ($\varnothing=0,240\text{mm}$) encontram-se representadas no gráfico 3.29.

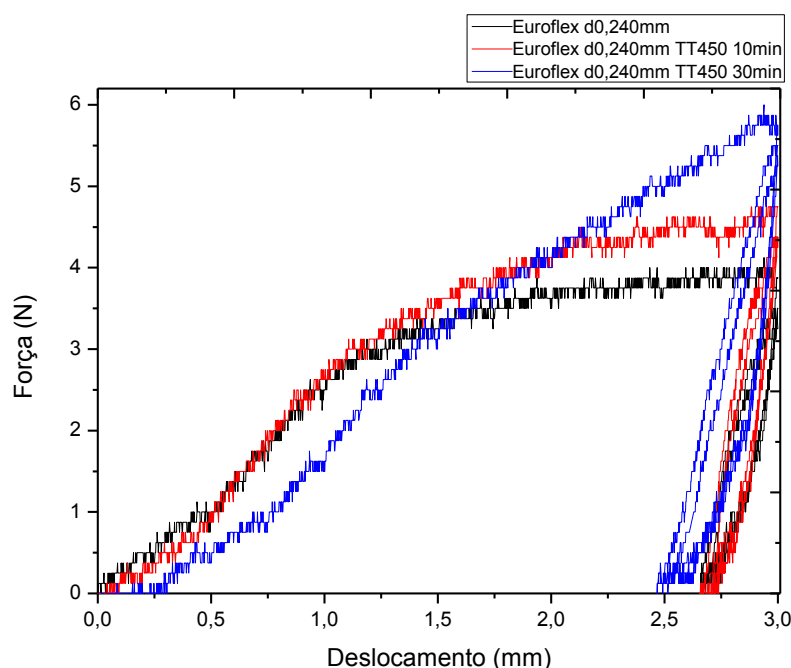


Gráfico 3.29 – Força (N) – deslocamento (mm) (deslocamento máximo correspondente a 3mm) dos fios *Euroflex* ($\varnothing=0,240\text{mm}$) no estado como recebido, tratado termicamente a 450°C durante 10 minutos e tratado termicamente a 450°C durante 30 minutos.

A análise do gráfico 3.29 demonstra que nenhum dos fios recupera a deformação induzida após a carga ser retirada.

O gráfico 3.30 representa as curvas força-deslocamento e tensão-extensão obtidas para os três casos de estudo dos fios *Memry* ($\varnothing=0,381\text{mm}$), para um deslocamento de 2mm.

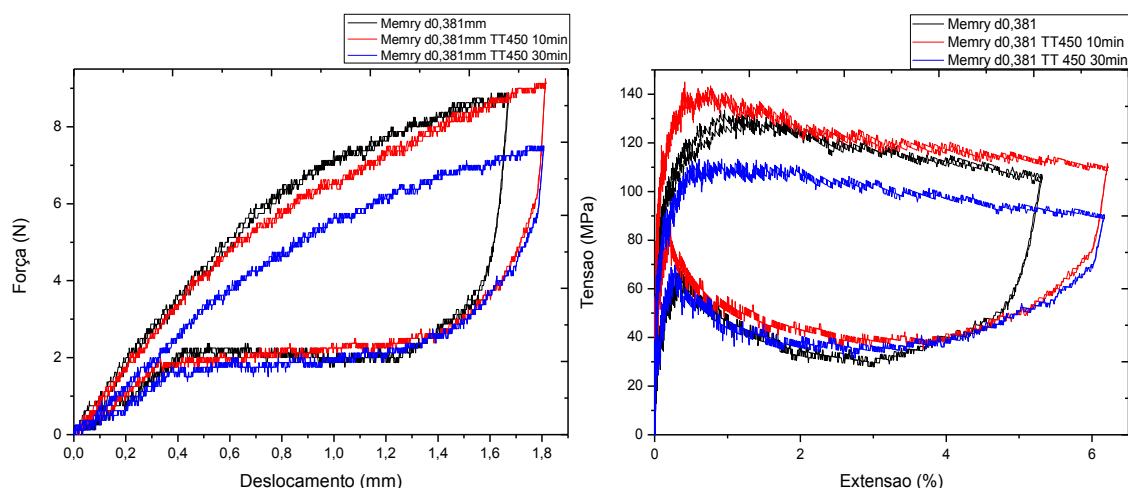


Gráfico 3.30 – Força (N) – deslocamento (mm) (à esquerda) e tensão (MPa) – extensão (%) (à direita) dos fios *Memry* ($\varnothing=0,381\text{mm}$) no estado como recebido, tratado termicamente a 450°C durante 10 minutos e tratado termicamente a 450°C durante 30 minutos. Deslocamento máximo correspondente a 2mm.

Tanto o fio base como os fios tratados termicamente da *Memry* apresentam um comportamento superelástico. Assim, a análise do comportamento mecânico destes fios encontra-se registado na tabela 3.19.

Tabela 3.19 – Análise da curva força-deslocamento referente aos ensaios de flexão realizados no modelo 2, com recurso a *brackets* e elásticos da *Morelli*, para os fios *Memry* ($\varnothing=0,381\text{mm}$) no estado como recebido, tratado termicamente a 450°C durante 10 minutos e tratado termicamente a 450°C durante 30 minutos. O deslocamento máximo realizado correspondente a 2mm.

<i>Memry</i> #0696 ($\varnothing=0,381\text{mm}$)			
	Como recebido	TT450°C 10 min	TT450°C 30 min
F_{AS} (N)	2,4	2,9	2,5
F_{AF} (N)	2,1	1,7	1,6
Extensão do patamar (mm)	0,9	1,1	1,0
Declive do Patamar (N/mm)	-0,2	0,7	0,7

As forças geradas para os patamares de descarga dos fios *Memry*, para um deslocamento de 2mm, apresentam valores muito semelhantes. No entanto, o fio no estado como recebido apresenta o declive mais próximo de 0, o que revela forças com menor variação ao longo do patamar. O valor deste declive é negativo, o que deriva, provavelmente, da variação do coeficiente de fricção entre o fio e os *brackets*, tal como referido por Lombardo [56]. A validação da aplicação do fio *Memry* nos seus estados como recebido e tratado termicamente surge da comparação dos resultados obtidos com o estudo realizado por Quintão [54] onde, para um fio ortodôntico de diâmetro correspondente a 0,400mm, os autores obtêm forças semelhantes e fiáveis na prática ortodôntica.

O gráfico 3.31 representa as curvas força-deslocamento e tensão-extensão obtidas para os três casos de estudo dos fios *Memry*, para um deslocamento de 3mm.

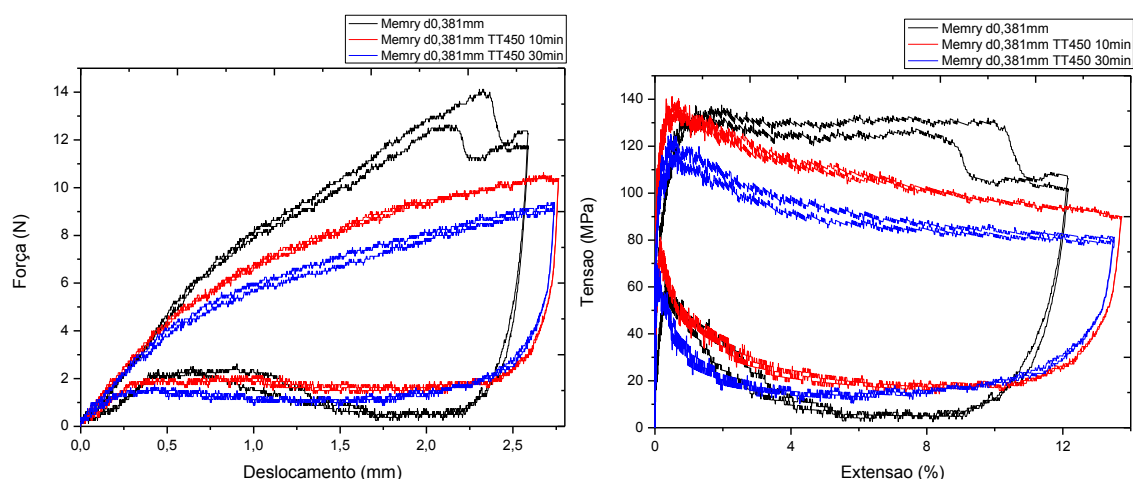


Gráfico 3.31 – Força (N) – deslocamento (mm) (à esquerda) e tensão (MPa) – extensão (%) (à direita) dos fios *Memry* ($\varnothing=0,381\text{mm}$) no estado como recebido, tratado termicamente a 450°C durante 10 minutos e tratado termicamente a 450°C durante 30 minutos. Deslocamento máximo correspondente a 3mm.

A análise do gráfico 3.31 referente aos fios *Memry*, tanto no estado como recebido como tratado termicamente, revela um comportamento superelástico para um deslocamento máximo de 3mm. Assim, a análise do comportamento mecânico destes fios encontra-se registado na tabela 3.20.

Tabela 3.20 – Análise da curva força-deslocamento referente aos ensaios de flexão realizados no modelo 2, com recurso a *brackets* e elásticos da *Morelli*, para os fios *Memry* ($\varnothing=0,381\text{mm}$) no estado como recebido, tratado termicamente a 450°C durante 10 minutos e tratado termicamente a 450°C durante 30 minutos. O deslocamento máximo realizado correspondente a 3mm.

<i>Memry</i> #0696 ($\varnothing=0,381\text{mm}$)			
	Como recebido	TT450°C 10 min	TT450°C 30 min
F_{AS} (N)	1,0	2,2	2,5
F_{AF} (N)	2,4	1,8	1,4
Extensão do patamar (mm)	1,7	2,1	1,9
Declive do Patamar (N/mm)	-1,4	-0,09	0,3

A par do que foi referido para os ensaios realizados a 3mm de deslocamento para os fios ortodônticos, os valores das forças dos patamares de descarga apresentam uma componente relativa à entrada do fio nos *brackets* aquando da descarga que dificulta a análise ao nível da prática ortodôntica.

3.2.4 Atrito Fio-Bracket

Os resultados relativos aos ensaios de atrito fio-*bracket* para os fios com potencial aplicação ortodôntica encontram-se representados no gráfico 3.26, onde a passagem do fio pelos 4

brackets foi ilustrada de modo a facilitar a análise do comportamento do fio, aquando da interacção com os *brackets* (entrada, passagem pelo *slot* e saída).

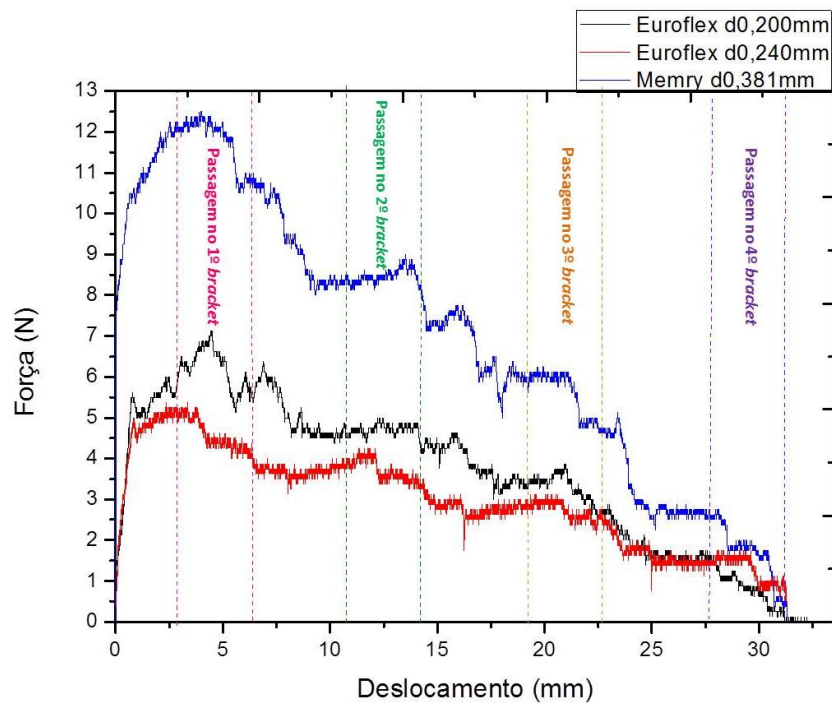


Gráfico 3.32 – Ensaio de atrito fio-bracket para os fios Euroflex ($\varnothing=0,200\text{mm}$ e $\varnothing=0,240\text{mm}$) e Memry ($\varnothing=0,381\text{mm}$), com recurso a *brackets* e aprisionamento elastomérico da marca Morelli.

A par da análise desenvolvida para os fios ortodônticos, foi construída a tabela 3.21 referente às variações médias do valor das forças registadas durante os ensaios dos fios com potencial aplicação ortodôntica, com o objectivo de isolar as flutuações das forças durante as passagens ao longo e entre cada um dos *brackets* e registar as forças para as quais as entradas e saídas do fio nos *brackets* ocorrem.

Tabela 3.21 – Levantamento dos resultados obtidos referentes ao ensaio fio-*bracket* para fios com potencialidades ortodônticas.

Atrito Fio-Bracket dos Fios com Potencial Aplicação Ortodôntica Estudados				
Deslocamento (mm)	Descrição	Fio – Aprisionamento <i>Morelli</i>		
		<i>Euroflex</i> #7087 – 1 (Ø=0,200mm)	<i>Euroflex</i> #7711 (Ø=0,240mm)	<i>Memry</i> #0696 (Ø=0,381mm)
		Oscilações significativas no valor da força (N)		
0 – 2,8	Início do ensaio	5,6	4,9	11,3
2,8	Entrada no 1º <i>bracket</i>	6,1	5,2	12,1
2,8 – 6,4	Passagem no 1º <i>bracket</i>	6,2	4,5	11,5
6,4	Saída do 1º <i>bracket</i>	5,3	3,9	10,8
6,4 – 10,7	Passagem entre o 1º e o 2º <i>bracket</i>	5,2	3,6	9,5
10,7	Entrada no 2º <i>bracket</i>	4,8	3,8	8,3
10,7 – 14,2	Passagem no 2º <i>bracket</i>	4,7	3,7	8,4
14,2	Saída do 2º <i>bracket</i>	4,1	3,5	8,1
14,2 – 19,2	Passagem entre o 2º e o 3º <i>bracket</i>	3,8	2,8	6,6
19,2	Entrada no 3º <i>bracket</i>	3,4	2,9	6,0
19,2 – 22,7	Passagem no 3º <i>bracket</i>	3,3	2,6	5,2
22,7	Saída do 3º <i>bracket</i>	2,6	2,7	4,7
22,7 – 27,7	Passagem entre o 3º e o 4º <i>bracket</i>	2,2	1,7	3,4
27,7	Entrada no 4º <i>bracket</i>	1,6	1,5	2,6
27,7 – 31,2	Passagem no 4º <i>bracket</i>	0,9	1,0	1,2
31,2	Saída do 4º <i>bracket</i>	0	0	0

Tal como verificado no estudo dos fios ortodônticos, a análise das curvas obtidas representadas no gráfico 3.32 revela um aumento inicial rápido na força registada para todos os casos de estudo, devido à sobreposição da força aplicada em relação à fricção estática. Após esta subida rápida, verifica-se uma diminuição gradual das forças ao longo do ensaio. No entanto, esta diminuição é contrariada em determinados momentos do ensaio por flutuações no valor das forças registadas.

Ao longo do deslocamento, as flutuações no valor das forças registadas resultam de uma fricção acentuada derivada do aprisionamento do sistema fio-*bracket*, onde a força apresenta valores

mais elevados de modo a se sobrepor à fricção gerada e permitir o deslocamento do fio. Estas diferenças ao nível da fricção gerada dependem, à semelhança do que foi verificado para os fios ortodônticos, da natureza manual do aprisionamento passível de introduzir variações significativas na força de aprisionamento.

Tendo em conta os diâmetros dos fios em estudo seria de esperar, numa primeira abordagem, que quanto menor o diâmetro do fio, menor seria o valor da força registada. No entanto tal não se verifica para os fios da marca *Euroflex*, de diâmetros Ø0,200mm e Ø0,240mm, onde o fio com menor diâmetro apresenta um valor superior para as forças registadas até ser verificada a saída do 3º *bracket*.

Uma vez que o tamanho dos *slots* dos *brackets* não apresenta variações ao longo dos ensaios realizados, as diferenças de magnitudes verificada para os fios da *Euroflex* podem dever-se a características associadas ao estado superficial destes fios: a análise SEM revela uma superfície mais rugosa por parte do fio Ø0,200mm, em comparação com o fio Ø0,240mm. Deste modo, são registadas forças superiores para o caso do fio de menor diâmetro devido ao atrito provocado pela sua superfície rugosa.

Os valores relativos ao fio da *Memry* são concordantes com o efeito atrás apresentado relativamente ao efeito do diâmetro sobre a resistência ao escorregamento dentro dos *slots* dos *brackets*.

Tal como foi verificado no estudo do atrito fio ortodôntico-*bracket*, a força necessária para superar a fricção vai depender da combinação escolhida pelo ortodontista, onde a força total aplicada ao dente deve ser determinada pela força óptima necessária para efectuar a sua movimentação aliada à magnitude da fricção entre o sistema fio-*bracket*-aprisionamento elastomérico.

4. Conclusões

Ao nível da análise dos fios ortodônticos, é possível destacar o desempenho do fio da *Ormco* em comparação com o fio da *Dentaurum*, uma vez que apresentou, para os ensaios realizados com recursos ao modelo 1 e 2, para um deslocamento máximo de 1mm e 2mm, respectivamente, patamares correspondentes à transformação inversa com declives inferiores que culminaram na obtenção de forças mais baixas e com menor variação. Clinicamente, este facto pode trazer vantagens na aplicação dos fios ortodônticos *Ormco*, pois forças inferiores são requeridas pelos ortodontistas de modo a causar menor desconforto para o paciente e minimizar possíveis danos nos tecidos periodontais.

Tomando em consideração os fios com potencial aplicação ortodôntica:

- O fio *Euroflex* ($\varnothing=0,200\text{mm}$), para ser aplicado de acordo com os parâmetros definidos para os fios ortodônticos superelásticos deve ser submetido a um tratamento térmico que (1) elimine o efeito de encruamento e (2) mantenha uma temperatura A_f abaixo de 25°C , de modo a que os fios se apresentem totalmente austeníticos à temperatura ambiente. Os ensaios de flexão deverão ser executados com recurso a *brackets* cuja dimensão do *slot* seja menor que a utilizada no presente estudo, de modo a minimizar o escorregamento verificado e melhorar o aprisionamento do fio. Deste modo será possível verificar se o fio tratado nas condições referidas poderá ser aplicado em Ortodontia.

- O fio *Euroflex* ($\varnothing=0,240\text{mm}$) no estado como recebido revelou um comportamento superelástico através da análise do ensaio de tracção clássico, corroborado pela análise DSC, uma vez que $A_f < 25^\circ\text{C}$. No entanto, a análise dos ensaios de flexão revelou-se inconsistente relativamente ao comportamento mecânico apresentado uma vez que apenas foi obtido um comportamento superelástico aquando da aplicação do modelo 2 para um deslocamento máximo de 2mm. Isto leva a crer que, devido ao reduzido diâmetro do fio, o aprisionamento do mesmo aos *brackets* pode revelar-se insuficiente para que o mesmo seja aplicado em Ortodontia. Sugere-se que novos tipos de aprisionamento e/ou novos *brackets* de dimensões reduzidas sejam utilizados em futuras ensaios de modo a confirmar a sua potencial aplicação. Os fios tratados termicamente sugerem uma desadequação à prática ortodôntica, uma vez que não se verifica a recuperação da deformação aplicada em nenhum dos ensaios mecânicos realizados. Verifica-se então a necessidade de reajustar os tratamentos térmicos realizados, de modo a que a temperatura A_f se mantenha abaixo da temperatura ambiente.

- Os fios *Memry* ($\varnothing=0,381\text{mm}$), tanto no estado como recebido como tratado termicamente, revelam uma potencial aplicação em Ortodontia, comprovada pelo comportamento superelástico evidenciado nos ensaios mecânicos. Através dos ensaios de flexão realizados no modelo 1, os

resultados sugerem que o fio no estado como recebido apresenta um patamar com um declive inferior e forças mais baixas. No entanto, uma análise através do modelo 2 revela valores de força muito semelhantes quando os 3 patamares são comparados.

Os ensaios realizados para um deslocamento de 3mm, quer no modelo 1, quer no modelo 2 para o conjunto de fios em estudo incorporam uma componente significativa de escorregamento dos fios, o que dificulta a interpretação dos resultados.

A variação de parâmetros tais como os *brackets* ou aprisionamento elastomérico influenciam o aprisionamento dos fios aos *brackets* e, consequentemente o escorregamento do fio ao longo dos mesmos, levantando ainda questões relativamente à força necessária para superar a fricção gerada pelo sistema fio-*bracket*-tipo de aprisionamento. Nestas condições, deve ser escolhido a interface fio-*bracket*-aprisionamento, que minimize o atrito verificado sem, no entanto, perder o poder de aprisionamento e consequente transmissão de forças do fio ortodôntico aos dentes.

5. Perspectivas Futuras

A necessidade de aproximar os ensaios mecânicos às condições reproduzidas na realidade ortodôntica levanta questões pertinentes ao nível das metodologias utilizadas não só por diversos autores como também pelos fornecedores de material ortodôntico. No decurso do presente estudo [63] sugere-se a construção de diversos modelos de flexão que permitam analisar a questão da variação de parâmetros (tais como número de *brackets*, distância entre apoios e ponto de aplicação da força) que permitam dar continuidade ao presente trabalho através de estudos comparativos entre as forças obtidas para diferentes modelos que confirmem a desadequação da norma a ISO 15841 (2006). Para o desenvolvimento de modelos de flexão é sugerido que, um dos parâmetros de estudo, se prenda com a influência do sentido da flecha neste tipo de ensaios: (1) flecha no sentido perpendicular ao plano de colagem dos *brackets*, adoptada no estudo de Ferreira [55] e (2) flecha no sentido paralelo ao plano de colagem dos *brackets* adoptado no presente trabalho.

Note-se ainda que a rigidez que advem da colagem dos brackets poderá influenciar os resultados obtidos, nomeadamente ao nível das forças registadas. Este facto levanta questões sobre o sistema de colagem/fixação dos *brackets* nas montagens realizadas. De modo a evitar possíveis perdas de rigidez na colagem ou até mesmo o descolamento dos *brackets* sugere-se que sejam analisados novos métodos de colagem/fixação.

Relativamente aos ensaios de flexão realizados num modelo de simulação da arcada dentária, sugere-se que o aprisionamento do modelo seja completamente rígido, eliminando o escorregamento do modelo aquando da aplicação da carga, de modo a que o ensaio possa ser bem sucedido e a comparação de resultados possível.

A par da análise da topografia superficial dos fios ortodônticos e com potencial aplicação em Ortodontia sugere-se que seja realizada uma análise do estado de superfície dos *brackets*, de modo a complementar o estudo das características passíveis de influenciar os resultados mecânicos obtidos, nomeadamente ao nível do atrito verificado no sistema fio-*bracket* e do escorregamento do fio ao longo dos *brackets*.

Também ao nível da análise do fio *Euroflex* ($\varnothing=0,240\text{mm}$), sugere-se que futuros estudos ao nível da sua potencial aplicação em Ortodontia, incluam *brackets* cuja dimensão do *slot* seja menor que a utilizada no presente estudo, de modo a minimizar o escorregamento verificado e melhorar o aprisionamento do fio.

Relativamente aos ensaios de atrito fio-*bracket*, perante as variações detectadas nos resultados obtidos, é aconselhável que futuros ensaios sejam analisados segundo um tratamento estatístico detalhado.

6. Referências Bibliográficas

- [1] Proffit, W. R.; Fields, H. W. & Sarver, D. M. *Contemporary Orthodontics*, Missouri: Mosby Elsevier, Fourth Edition, 2011, p. 751. ISBN: 978-0-323-04046-4
- [2] Graber, L.; Vanarsdall, R. & Vig, K. *Orthodontics: Current Principles and Techiques*, Philadelphia: Mosby Elsevier, 2012, p. 1104. ISBN: 978-0-323-06641-9
- [3] Reitan, K. *Tissue Behavior During Orthodontic Tooth Movement*, American Journal of Orthodontics, 46 (12) (1960) p. 881-900.
- [4] Krishnan, V. & Davidovitch, Z. *Cellular, molecular, and tissue-level reactions to orthodontic force*, Am J Orthod Dentofacial Orthop, 129 (4) (2006) p.469.e1-469.e32.
- [5] Nanda, R. & Kapila, S. *Current Therapy in Orthodontics*, Missouri: Mosby Elsevier, 2010, p. 416. ISBN: 978-0-323-05460-7, p. 228.
- [6] Okeson, J. *Management of Temporomandibular Disorders and Occlusion*, Missouri: Mosby Elsevier, Sixth Edition, 2008, p. 504. ISBN: 978-0-323-04614-5, p. 58
- [7] Bishara, S. *Textbook of Orthodontics*, Philadelphia: W. B. Saunders Company, 2001, p. 592. ISBN: 0-7216-8289-8
- [8] Angle, E. *Classification of Malocclusion*, The Dental Cosmos, 41 (1899) p. 248-264.
- [9] Gallois, R. *Classification of Malloclusion*: http://www.columbia.edu/itc/hs/dental/D5300/Classification%20of%20Malocclusion%20GALLOIS%2006%20final_BW.pdf , on-line a 10 de Janeiro de 2013
- [10] Chang, C.; Fields, H.; Beck, F.; Springer, N.; Firestone, A.; Rosenstiel, S. & Christensen, J. *Smile esthetics from patients' perspectives for faces of varying attractiveness*, Am J Orthod Dentofacial Orthop, 140 (4) (2011) p. e171-e180.
- [11] Staley, R. & Reske, N. *Essentials of Orthodontics – Diagnosis and Treatment*, West Sussex: Wiley-Blackwell, 2011, p. 356. ISBN: 978-0-8138-0868-0, p. 6
- [12] Seeley, R.; Stephens, T. & Tate, P. *Anatomia & Fisiologia*, Loures: Lusociência, 6ª edição, 2003, p. 1118. ISBN: 972-8930-07-0, p. 14-15
- [13] Lisher, B. *The Diagnosis of Malocclusions*, The Dental Cosmos, 53 (1911) p. 412-422
- [14] Nogueira, G.. *Classificação de Lischer (1919)*: <http://gustavocosenza.files.wordpress.com/2010/04/classificac3a7c3a3o-de-lischer.pdf> , on-line a 11 de Janeiro de 2013
- [15] Premkunear, S. *Prep Manual For Undergraduates: Orthodontics*, New Dehli: Elsevier, 2008, p. 623. ISBN: 978-81-312-1054-3, p. 127-128
- [16] Arnett, G. & Bergman, R. *Facial Keys to Orthodontic Diagnosis and Treatment Planning – Part I*, Am J Orthod Dentofac Orthop, 103 (4) (1993) p. 299 – 312.

- [17] Nikolai, R. *Orthodontic Wire: A Continuing Evolution*, Seminars in Orthodontics, 3 (3) (1997) p. 157-165.
- [18] Brantley, W. & Eliades, T. *Orthodontic Materials: Scientific and Clinical Aspects*, New York: Thieme Stuttgart, 2001, p.310. ISBN: 0-86577-929-5
- [19] Eliades, T. & Pandis, N. *Self-Ligation in Orthodontics*, West Sussex: Wiley-Blackwell, 2009, p. 208. ISBN: 978-1-4051-8190-7
- [20] Ludwig, B.; Bister, D. & Baumgaertel, S. *Self-Ligating Brackets in Orthodontics – Current Concepts and Techniques*, New York: Thieme, 2012, p.256. ISBN: 978-3-13-154701-9
- [21] Chen, S.; Greenlee, G.; Kim, J.; Smith, C. & Huang G. *Systematic review of self-ligating brackets*, Am J Orthod Dentofacial Orthop, 137 (6) (2010) p. 726.e1-726.e18.
- [22] Quintão, C. & Brunharo, I. *Fios Ortodônticos: Conhecer para otimizar a aplicação clínica*, R Dental Press Ortodon Ortop Facial, 14 (6) (2009) p. 144-157
- [23] Kusy, R. *A review of contemporary archwires: their properties and characteristics*, The Angle Orthodontist, 67 (3) (1997) p. 197-208
- [24] Acar, A.; Canyurek, U.; Kocaaga, M. & Erverdi, N. *Continuous vs. discontinuous force application and root resorption*, The Angle Orthodontist, 69 (2) (1999) p. 159-164
- [25] Reitan, K. *Effects of Magnitude And Direction Of Tooth Movement On Different Alveolar Bone Types*, Institute of Dental Research, University of Oslo, 34 (4) (1964) p. 244–255
- [26] Cacciafesta, V.; Sfondrini, F.; Ricciardi, A.; Scribante, A.; Klersy, C. & Auricchio, F. *Evaluation of friction of stainless steel and esthetic self-ligating brackets in various bracket-archwire combinations*, Am J Orthod Dentofacial Orthop, 124 (4) (2003) p. 395 – 402.
- [27] Kapila, S.; Angolkar, P.; Duncanson, M. & Nanda, R. *Evaluation of friction between edgewise stainless steel brackets and orthodontic wires of four alloys*, Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 98 (2) (1990) p. 117-126.
- [28] Kapila, S. & Sachdeva, R. *Mechanical Properties and Clinical Applications of Orthodontic Wires*, Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 96 (2) (1989) p. 100-109
- [29] Martins, E. & Procaci, M.. *Fios Ortodônticos Metálicos: Visão Geral*, Cadernos UniFOA, Volta Redonda, ano 3, edição especial (2008) p. 16-20
- [30] Reis, W. *Caracterização de Ligas de Ni-Ti para Ortodontia*, Dissertação de Mestrado apresentada ao Curso de Mestrado em Ciência dos Materiais, Instituto Militar de Engenharia, Rio de Janeiro 2001, p. 144.
- [31] Fernandes, F. *Ligas Com Memória de Forma*, Departamento de Ciências dos Materiais/ CENIMAT, Faculdade de Ciências e Tecnologias da Universidade Nova de Lisboa, 2011
- [32] Otsuka, K. & Wayman, C. M. *Shape Memory Materials*, Cambridge: Cambridge University Press, 1998, p. 300. ISBN: 978-0-521-66384-9.
- [33] Lagoudas, D. *Shape Memory Alloys: Modeling and Engineering Applications*, New York: Springer 2008, p. 436. ISBN: 978-0-387-47684-1

- [34] Miyazaki, S.; Fu, Y. & Huang, W. *Thin Film Shape Memory Alloys: Fundamentals and Device Applications*, Cambridge: Cambridge University Press, 2009, p. 486. ISBN: 978-0-521-88576-8, p. 74-76
- [35] Leo, D. *Engineering Analysis of Smart Materials Systems*, New Jersey: John Willey & Sons, 2007, p. 576. ISBN: 978-0-471-68477-0, p. 301
- [36] Paula, A.; Canejo, J.; Martins, R. & Fernandes F. *Effect of thermal cycling on the transformation temperature ranges of a Ni–Ti shape memory alloy*, Materials Science and Engineering A, 378 (2004) p. 92–96.
- [37] Meling, T. & Ødegaard, J. *The effect of short-term temperature changes on superelastic nickel-titanium archwires activated in orthodontic bending*, Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 119 (3) (2001) p. 263-73
- [38] Fernandes, D.; Peres, R.; Mendes, A. & Elias, C. *Understanding the Shape-Memory Alloys Used in Orthodontics*, ISRN Dentistry, 2011 (2011) p.1-6.
- [39] Stoeckel, D. *The Shape Memory Effect – Phenomenon, Alloys and Applications*, Proceedings: Shape Memory Alloys for Power Systems EPRI. Editor: Nitinol Devices & Components, Inc., Fremont, 1995, p. 1-13.
- [40] Shaw, J. & Kyriakides, S. *Thermomechanical Aspects of NiTi*, J. Mech. Phys. Solids, 43 (8) (1995) p. 1243 – 1281.
- [41] Barwart, O. *The effect of temperature change on the load value of Japanese NiTi coil springs in the superelastic range*, A. J. Orthod. Dentof. Orthop., 110 (5) (1996) p. 553-558
- [42] Parvizi, F. & Rock, W. *The load/deflection characteristics of thermally activated orthodontic archwire*, European Journal of Orthodontics, 25 (2003) p. 417-421
- [43] Bishara, S.; Winterbottom, J.; Sulieman, A.; Rim, K. & Jakobsen, J. *Comparisons of the thermodynamic properties of three nickel-titanium orthodontic archwires*, Angle Orthodontist, 65 (2) (1995) p. 117-122.
- [44] Bradley, T.; Brantley, W. & Culbertson, B. *Differential scanning calorimetry (DSC) analyses of superelastic and nonsuperelastic nickel-titanium orthodontic wires*, Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 109 (6) (1996) p. 589-596
- [45] Bartwart, O.; Rollinger, J. & Burger, A. *An evaluation of the transition temperature range of super-elastic orthodontic NiTi springs using scanning calorimetry*, European Journal of Orthodontics, 21 (1999) p. 497-502
- [46] Berzins, D. & Roberts, H. *Phase transformation changes in thermocycled nickel–titanium orthodontic wires*, Dental Materials, 26 (2010) p. 666-674
- [47] Moore, R.; Watts, J.; Hood, J. & Burritt, D. *Intra-oral temperature variation over 24 hours*, European Journal of Orthodontics, 21 (1999) p. 249-261
- [48] Fernandes, F.; Mahesh, K. & Paula, A. *Thermomechanical Treatments for Ni-Ti Alloys*, In: Shape Memory Alloys – Processing, Characterization and Applications. Editor: Fernandes, F. Croatia: InTech, 2013, p. 278. ISBN 978-953-51-1084-2

- [49] Sinha, A.; Mondal, B. & Chattopadhyay, P. *Mechanical properties of Ti-(~49 at%) Ni shape memory alloy, part II: Effect of ageing treatment*, Materials Science & Engineering A, 561 (2013) p.344-351
- [50] Aghamiri, S.; Ahmadabadi, N.; Raygan, S.; Haririan, I., & Akhondi, A. *The Mechanical and Thermal Behaviors of Heat-Treated Ni-Rich NiTi Orthodontic Archwires*, Journal of Materials Engineering and Performance, 18 (2009) p. 843-847
- [51] Otsuka, K. Ren, X. *Physical Metallurgy of Ni-Ti-Based Shape Memory Alloys*, Progress In Materials Science, 50 (2005) p. 511-618
- [52] Figueiredo, A. *Caracterização da Fadiga Mecânica de Baixo Ciclo em Ligas Superelásticas de NiTi*, Tese de doutoramento apresentada ao Curso de Pós-Graduação em Engenharia Metalúrgica e de Minas da Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2006, p. 210.
- [53] Souza, A. *Características Estruturais e Propriedades Mecânicas de Fios Ortodônticos de Níquel-Titânio*, Dissertação de mestrado apresentada ao Curso de Pós-Graduação em Engenharia Metalúrgica e de Minas da Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2006, p. 133
- [54] Quintão, C.; Cal-Neto, J.; Menezes, L. & Elias, C. *Force-Deflection Properties of Initial Archwires*, World Journal of Orthodontics, 10 (2009) p. 29-32
- [55] Ferreira, E.; Cimini Jr., C.; Las Casas, E. & Rilo, N. *Análise da Influência da Inclusão de Brackets nos Ensaios de Flexão de Fios Ortodônticos: Um Estudo Experimental e Numérico*, Revista da Associação Portuguesa de Análise Experimental de Tensões, 18 (2010) p. 1-9.
- [56] Lombardo, L.; Marafioti, M.; Stefanoni, F.; Mollica, F.o & Sicilliani, G.. *Load deflection characteristics and force level of nickel titanium initial archwires*, Angle Orthod., 82 (3) (2012) p. 507-521
- [57] Kapila, S.; Haugen, J. & Watanabe, L. *Load deflection characteristics of nickel-titanium alloy wires after clinical recycling and dry heat sterilization*, Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop, 102 (2) (1992) p. 120-126
- [58] Mayhew, M. & Kusy, R. *Effects of sterilization on the mechanical properties and the surface topography of nickel.titanium arch wires*, Am. J. Dentofac Orthod. Orthop, 93 (3) (1988) p. 232-236
- [59] <http://www.netzsch-thermal-analysis.com/en/products-solutions/differential-scanning-calorimetry/dsc-204-f1-phoenix.html> , on-line a 28 de Janeiro de 2013
- [60] Villarinho, D.; Roese, P.; Ferreira, C. & Schaeffer, L. *Caracterização parcial de liga Nitinol®¹ atuador através de pontos críticos de transformação de fases utilizando calorimetria diferencial de varredura*, Estudos Tecnológicos, 6 (1) (2010) p. 1-10
- [61] Wilkinson, P.; Dysart, P.; Hood, J. & Herbison, G. *Load-deflection characteristics of superelastic nickel-titanium orthodontic wires*. Am. J. Dentofac Orthod. Orthop., 121 (5) (2002) p. 483-495

[62] Liaw, Y.; Su, Y.; Lai, Y., Lee, S. *Stiffness and frictional resistance of a superelastic nickel-titanium orthodontic wire with low-stress hysteresis*, Am. J. Dentofac Orthod. Orthop, 131 (2007) p. 578.e12-578.e18

[63] Braz Fernandes, F.M.; Cruz, J.M.; Magalhães, R.C.A. *Comparative study of NiTi orthodontic wires*. Submetido para apresentação em International Conference on Martensitic Transformations 2014 (Tópico: “Applications and Design”), 6-11 Julho, 2014, Bilbao, Espanha.

Anexos

Anexo A - Resultados DSC

Os gráficos de DSC obtidos através obtidos através do *software Peak Separation* da *Netzsch* encontram-se representados entre os gráficos A.1 e A.12. Nestes gráficos foram assinalados a temperatura ambiente (25°C) e a gama de temperaturas médias registadas na cavidade oral (33°C-37°C).

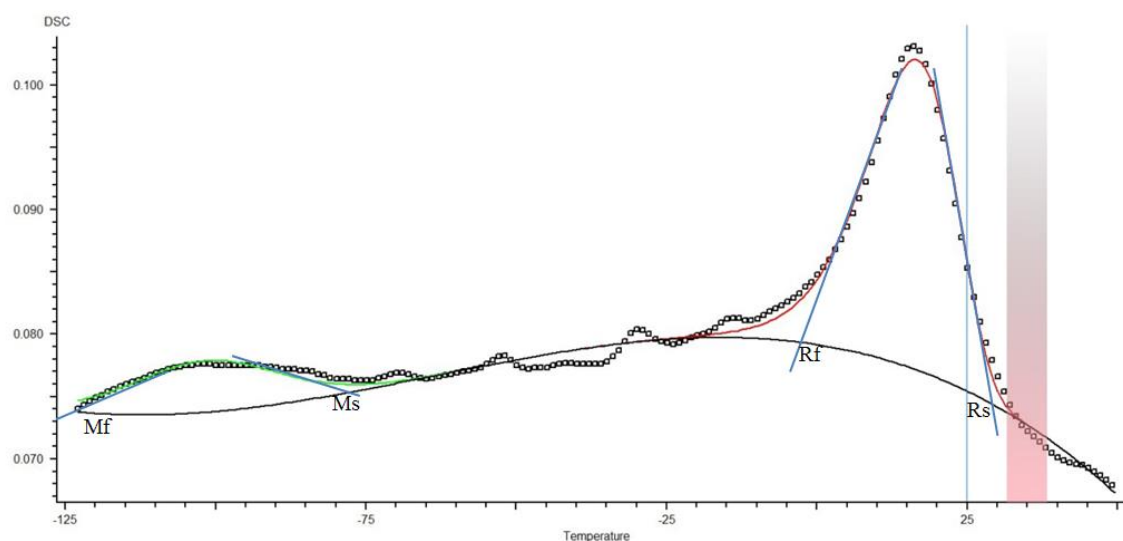


Gráfico A.1 – Termograma correspondente ao fio *Dentaurem* em arrefecimento.

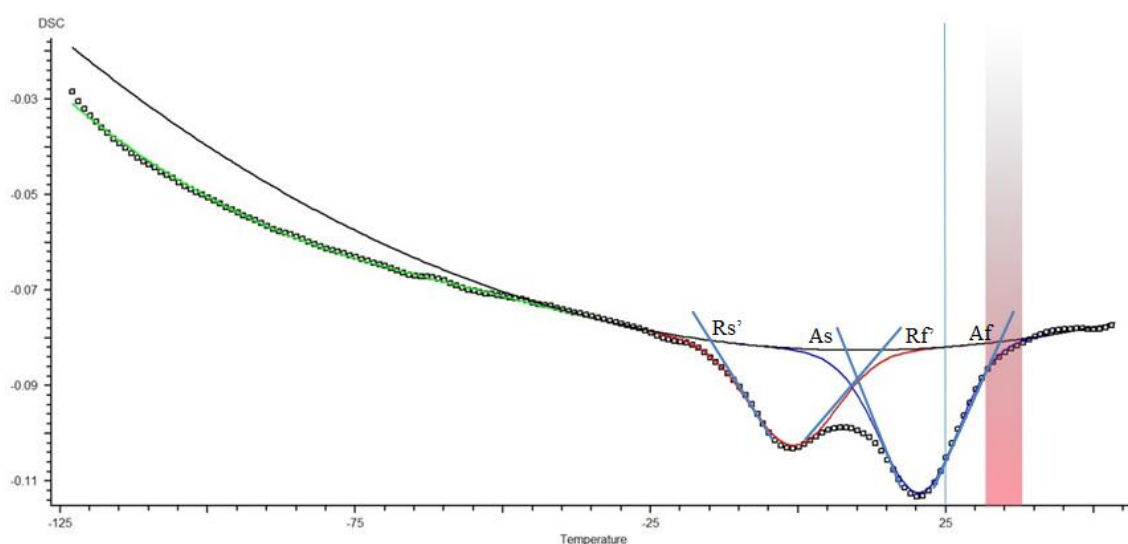


Gráfico A.2 – Termograma correspondente ao fio *Dentaurem* em aquecimento.

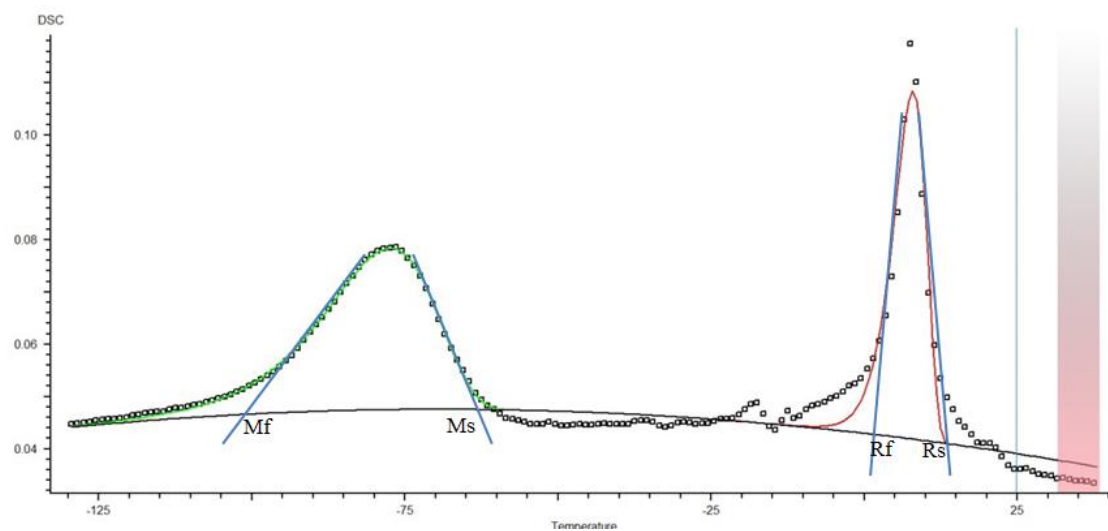


Gráfico A.3 – Termograma correspondente ao fio *Ormco* em arrefecimento.

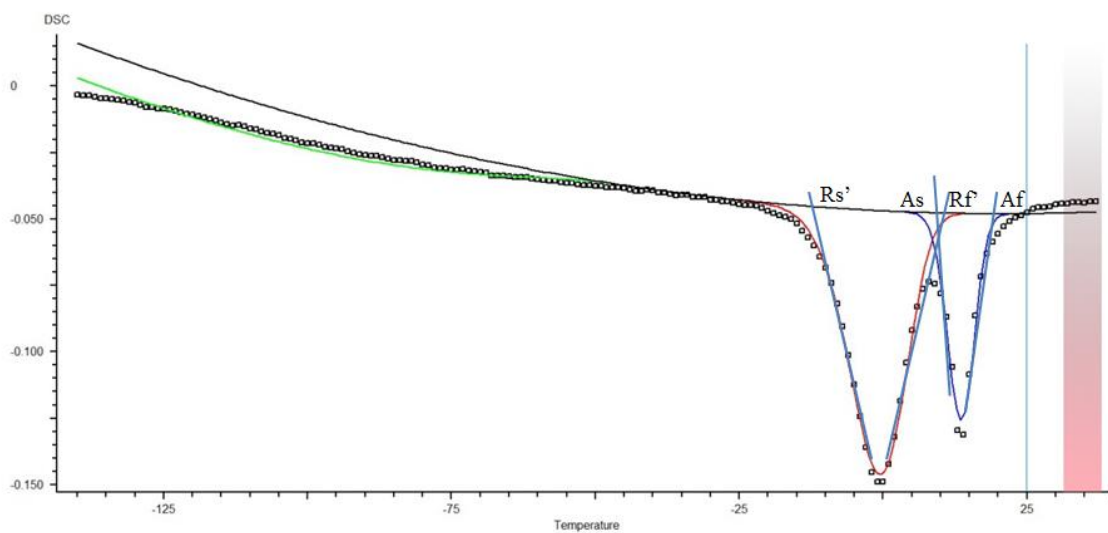


Gráfico A.4 – Termograma correspondente ao fio *Ormco* em aquecimento.

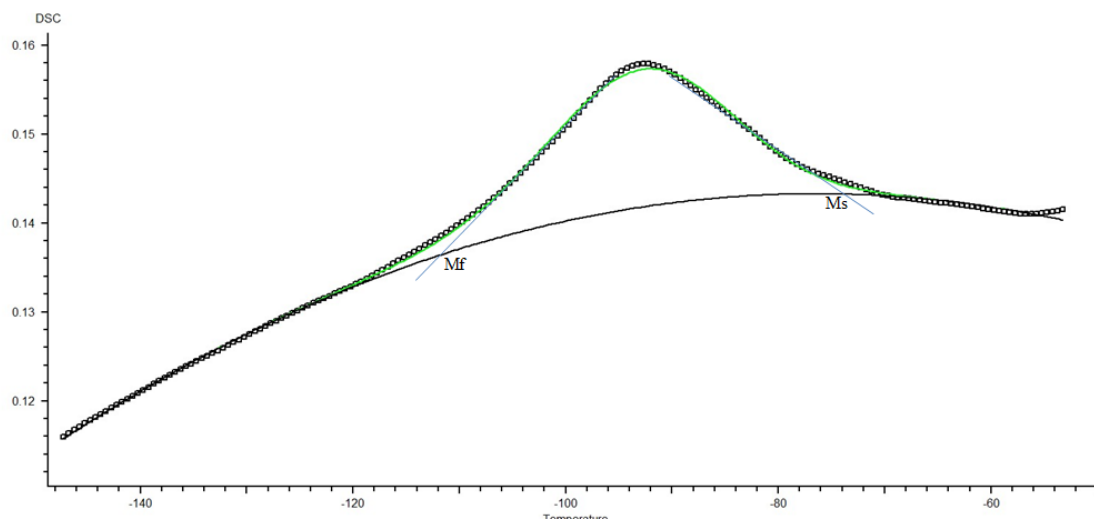


Gráfico A.5 – Termograma correspondente ao fio *Euroflex* ($\varnothing=0,200\text{mm}$) em arrefecimento.

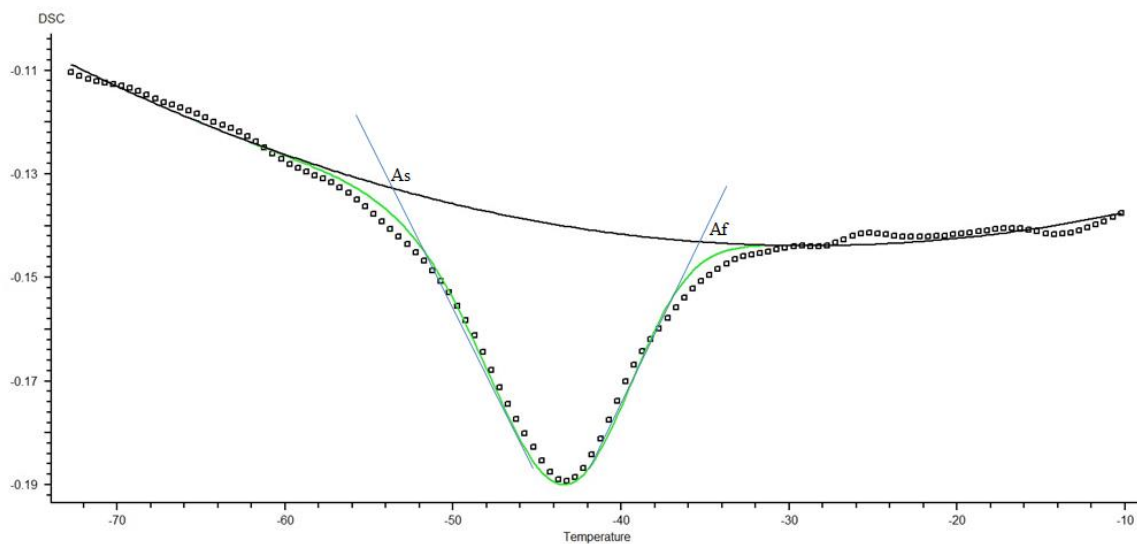


Gráfico A.6 – Termograma correspondente ao fio *Euroflex* ($\varnothing=0,200\text{mm}$) em aquecimento.

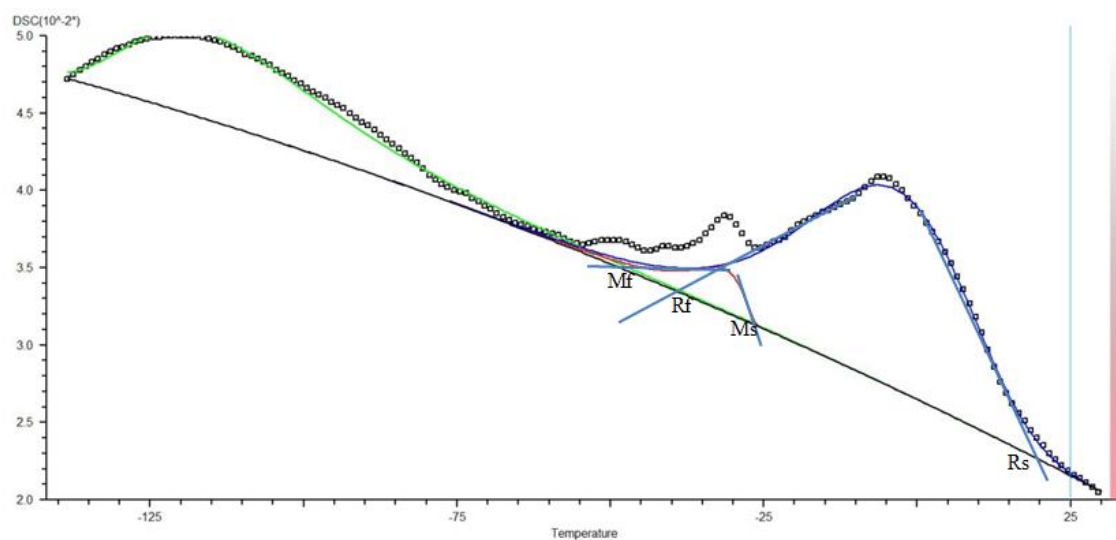


Gráfico A.7 – Termograma correspondente ao fio *Euroflex* ($\varnothing=0,240\text{mm}$) em arrefecimento.

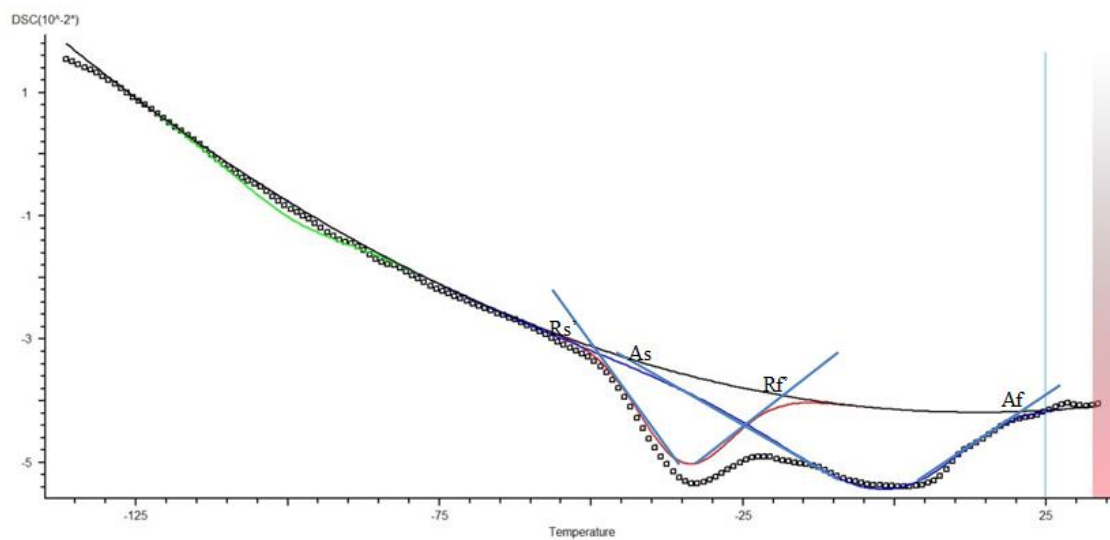


Gráfico A.8 – Termograma correspondente ao fio *Euroflex* ($\varnothing=0,240\text{mm}$) em aquecimento.

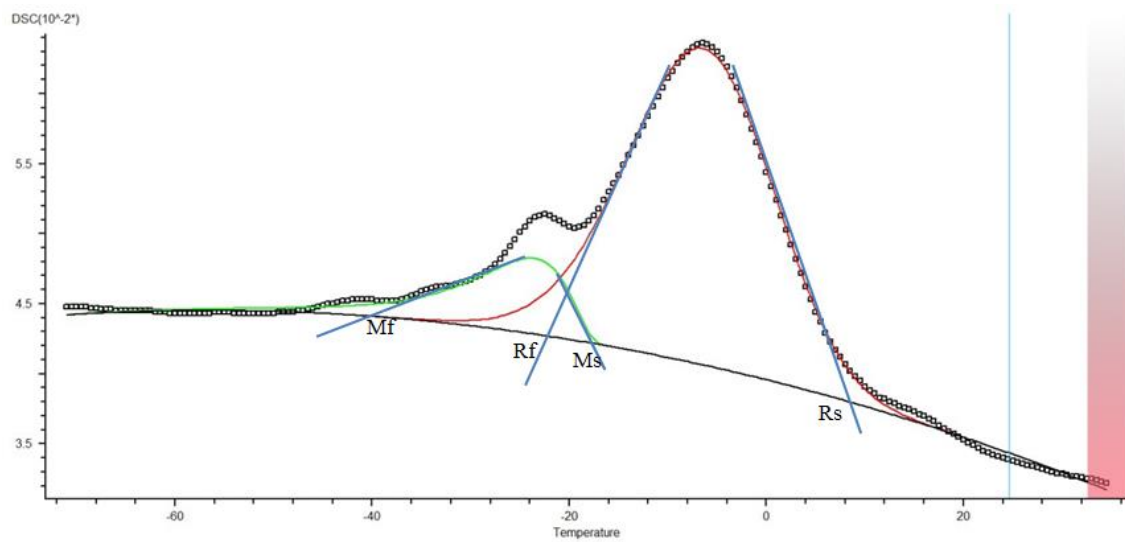


Gráfico A.9 – Termograma correspondente ao fio *Memry* ($\varnothing=0,381\text{mm}$) em arrefecimento.

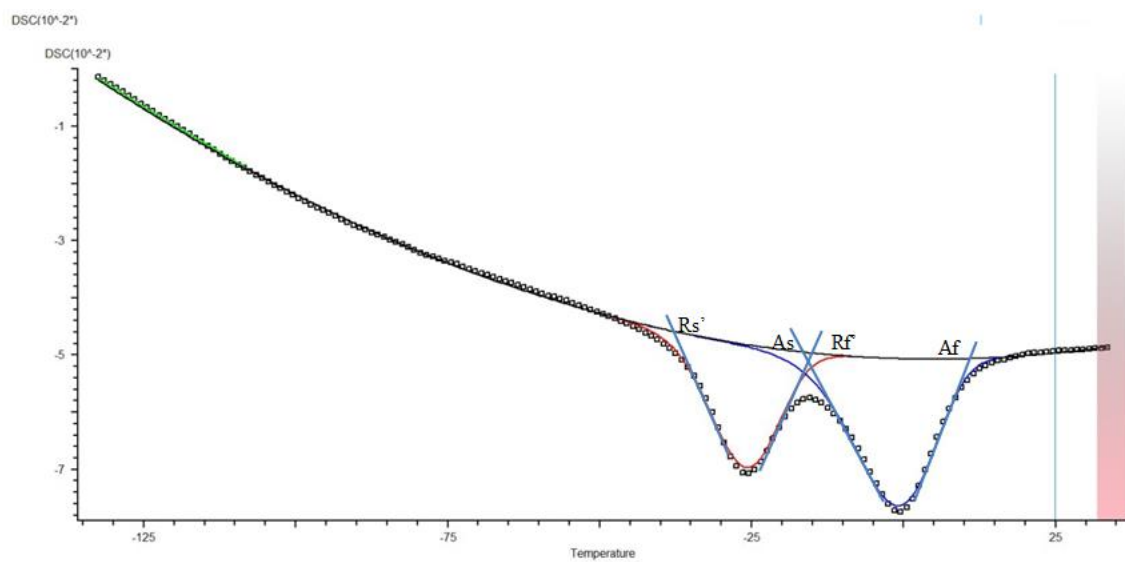


Gráfico A.10 – Termograma correspondente ao fio *Memry* ($\varnothing=0,381\text{mm}$) em aquecimento.

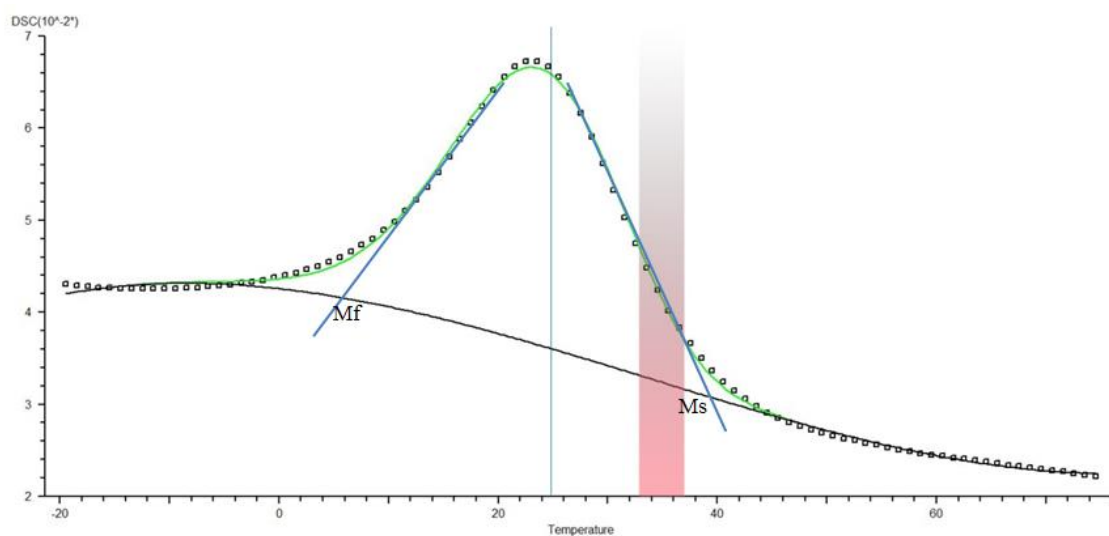


Gráfico A.11 – Termograma em arrefecimento correspondente ao fio *Euroflex* ($\varnothing=0,200\text{mm}$) tratado termicamente a 450°C durante 10 minutos.

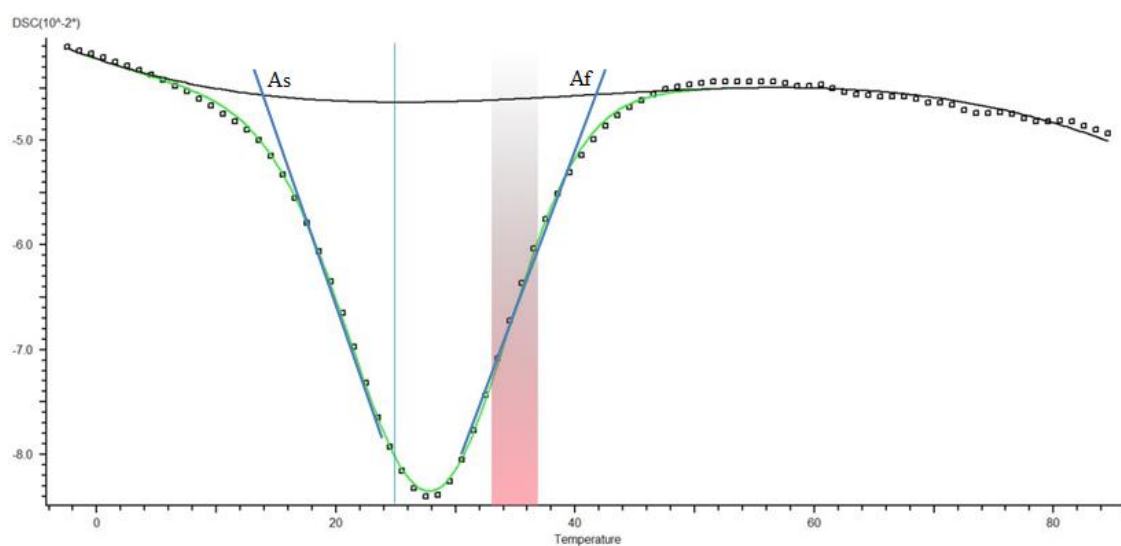


Gráfico A.12 – Termograma em aquecimento correspondente ao fio *Euroflex* ($\varnothing=0,200\text{mm}$) tratado termicamente a 450°C durante 10 minutos.